

UNIVERSIDAD DE ALCALÁ
Escuela Politécnica Superior

GRADO EN INGENIERÍA
EN TECNOLOGÍAS DE LA TELECOMUNICACIÓN

TRABAJO FIN DE GRADO

DETERMINACIÓN DE VOLUMEN DE TUMORES
CEREBRALES

Autor: D^a. Mayte Remesal Blanco

Director: D. Juan Antonio Martínez Rojas

TRIBUNAL:

Presidente:

Vocal 1º:

Vocal 2º:

CALIFICACIÓN:

FECHA:

“Siempre parece imposible, hasta que se hace.”

Nelson Mandela

Agradecimientos

Quisiera expresar mi más sincero agradecimiento a todas las personas que han colaborado, de una forma u otra, en la realización del presente trabajo. En especial a mi director de Trabajo Final de Grado, Juan Antonio Martínez Rojas y a su grupo de investigación "*Radiation and Sensing Group*" por la orientación y ayuda que me han prestado a lo largo de estos meses. Así como al Hospital Puerta de Hierro de Majadahonda, que haya proporcionado la base de datos y la información necesaria para la realización de este trabajo.

Sin lugar a dudas, no puedo dejar de mencionar a mi Gran Familia, que son mis padres y mis hermanas, ya que somos como Los Mosqueteros... "*Uno para todos y todos para uno*", GRACIAS en mayúsculas por el cariño incondicional a lo largo de mi vida, y el apoyo interminable en mi vida universitaria. Gracias por enseñarme a sonreírle a la vida, eso me sirvió para superar los malos momentos universitarios y poder estar escribiendo hoy esto. Gracias Silvia por tu consistencia y tu apoyo, hermana mayor ejemplar. Gracias Saray y Belén por compartir noches en vela en la biblioteca, hacerme crecer como persona y darme ese empujoncito cuando lo necesitaba, porque es una gran suerte teneros, por que sois licenciadas en amor y alegría y todas las mañanas me regaláis vuestra suerte para que tenga un buen día, porque sin vosotras no sería nada... Gracias papá y mamá porque sin vuestra ayuda no hubiera conseguido nada de lo que hoy soy, por ayudarme a salir adelante en momentos difíciles, gracias por ser un ejemplo en mi vida. No habrá vidas para agradecerlos TODO. Porque por vosotros "*hipoteco mi trozo de cielo*".

A todos los compañeros que al final os habéis convertido en mi "otra familia", daros las gracias por todos los buenos momentos que hemos compartido. Porque me habéis enseñado muchas cosas tanto en el ámbito profesional como en el personal y dándome el ánimo que siempre necesitaba. En especial tengo que destacar el nombre de Lucía, sin ella no hubiera podido "*desestresarme*" de los exámenes, por tener una sonrisa para mí cada día.

No puede faltar de una forma muy especial el agradecer este trabajo a mis "tres mosqueteros", Miguel, Indio y Jesús, por el apoyo recibido, sin vosotros nada de lo que hoy está ocurriendo hubiera sido posible, habéis sido mi gran apoyo, durante estos años cada vez que me caía había una mano extendida para ayudarme a levantarme y seguir hacia adelante. Sin vosotros no hubiera sido lo mismo, por los buenos y no tan buenos momentos muchas gracias.

Gracias a todas aquellas personas que se han cruzado en mi camino a lo largo de la carrera y que me han aportado algo valioso.

Y por último no puedo dejar de mencionar a Jesús, mi gran apoyo durante estos seis últimos años, ya que gracias a él aprendí que poco a poco y pasito a pasito se pueden conseguir las cosas que uno se proponga, gracias por estar siempre ahí.

A todos ellos, muchas gracias.

Índice

Agradecimientos	5
Índice	7
Índice de Figuras	10
Índice de Ecuaciones	14
Índice de Tablas.....	14
Resumen.....	15
Abstract	17
Resumen Extendido	19
Capítulo 1	21
Introducción	21
1.1 Motivación	21
1.2 Objetivos	22
1.3 Aplicaciones.....	22
1.4 Organización de la memoria.	22
Capítulo 2	25
Introducción Teórica	25
2.1 Sistema Nervioso.....	25
2.1.1 El Encéfalo	26
2.1.2 La Médula Espinal.....	27
2.2 Tumores	28
2.2.1 Tumor Cerebral	28
2.3 Tipos de Tumores Cerebrales.....	29
2.3.1 Neuroblastoma.....	29

2.3.2 Schwannomas.....	29
2.3.3 Gliomas y Astrocitomas.....	29
2.3.4 Glioblastoma Multiforme:.....	29
2.3.5 Meningiomas:.....	29
2.4 Pruebas y Tratamiento	30
Capítulo 3	31
Procesado Digital de Imágenes	31
3.1 Tomografía Axial Computarizada (TAC)	31
3.1.1 Obtención de las imágenes a partir del TAC	33
3.2 Resonancia Magnética Nuclear (RMN)	34
3.3 Conceptos de Píxel y de Vóxel.....	36
3.4 Profundidad del Píxel	36
3.5 Resolución de Imagen	37
3.6 Segmentación de Imágenes	37
3.7 El Formato DICOM.....	38
Capítulo 4	41
Estado del Arte	41
4.1 Tratamiento de imágenes médicas	41
4.1.1 Segmentación y etiquetado	42
4.1.2 Dimensionalidad.....	42
4.1.3 Segmentación suave.....	43
4.1.4 Segmentación discreta o continua	44
4.1.5 Iteracción.....	44
4.1.6 Validación	44
4.2 Métodos de segmentación.....	44

4.2.1 Umbralización.....	45
4.2.2 Región Creciente	47
4.2.3 Clasificadores	47
4.2.4 Agrupamiento	49
4.2.5 Detección de bordes	50
4.2.6 Campos aleatorios de Markov	52
4.2.7 Redes Neuronales Artificiales.....	53
4.2.8 Modelos deformables	54
Capítulo 5	55
Material y Métodos.....	55
5.1 Materiales	55
5.1.1 Image-J	55
5.2 Métodos	57
Capítulo 6	63
Resultados.....	63
6.1 Sujeto Nº1	63
6.2 Sujeto Nº2	72
6.3 Sujeto Nº3	78
Capítulo 7	81
Conclusiones	81
7.1 Conclusiones.....	81
7.2 Aportaciones propias	82
7.3 Líneas Futuras	82
Capítulo 8	83
Presupuesto del proyecto	83

8.1 Presupuesto de ejecución material.....	83
8.2 Presupuesto por contrata	85
8.3 Presupuesto total	85
ANEXO	89
Bibliografía	99

Índice de Figuras

<i>Ilustración 1: Sistema Nervioso Central.....</i>	<i>25</i>
<i>Ilustración 2: Neuronas</i>	<i>26</i>
<i>Ilustración 3: Estructura externa del encéfalo</i>	<i>27</i>
<i>Ilustración 4: TAC</i>	<i>33</i>
<i>Ilustración 5: Obtención de imágenes mediante TAC</i>	<i>33</i>
<i>Ilustración 6: Resonancia Magnética Nuclear</i>	<i>35</i>
<i>Ilustración 7 : Vóxel y Píxel</i>	<i>36</i>
<i>Ilustración 8: DICOM estándar de comunicación</i>	<i>38</i>
<i>Ilustración 9: Datos del paciente.</i>	<i>39</i>
<i>Ilustración 10: Datos del estudio realizado.</i>	<i>40</i>
<i>Ilustración 11: Información sobre la adquisición de la imagen</i>	<i>40</i>
<i>Ilustración 12 a) Imagen3D b) Imagen 2D.....</i>	<i>43</i>
<i>Ilustración 13 a) Imagen ideal b) Imagen adquirida.....</i>	<i>43</i>
<i>Ilustración 14: Imagen Original</i>	<i>45</i>
<i>Ilustración 15: Imagen e Histograma tras proceso de umbralización a 20</i>	<i>46</i>
<i>Ilustración 16: Imagen e Histograma tras proceso de umbralización a 114</i>	<i>46</i>
<i>Ilustración 17 Ejemplo de imagen aplicando Región Creciente</i>	<i>47</i>
<i>Ilustración 18 Histograma</i>	<i>48</i>

<i>Ilustración 19 histograma imagen subexpuesta.....</i>	<i>48</i>
<i>Ilustración 20 Histograma imagen expuesta.....</i>	<i>49</i>
<i>Ilustración 21 histograma imagen sobrepuesta</i>	<i>49</i>
<i>Ilustración 22: Imágenes con y sin la utilización del algoritmo K-medias.</i>	<i>50</i>
<i>Ilustración 23: Ejemplo de borde ideal</i>	<i>51</i>
<i>Ilustración 24 Ejemplo de borde rampa.....</i>	<i>52</i>
<i>Ilustración 25: Ejemplo detección de bordes.</i>	<i>52</i>
<i>Ilustración 26: Imagen Original e Imagen segmentada usando el algoritmo K-medias usando un MRF previo.....</i>	<i>53</i>
<i>Ilustración 27: ImageJ</i>	<i>56</i>
<i>Ilustración 28: Interfaz ImageJ</i>	<i>56</i>
<i>Ilustración 29: Alfombra de Sierpinski.</i>	<i>58</i>
<i>Ilustración 30: Esponja de Menger</i>	<i>58</i>
<i>Ilustración 31: Generación del Fractal.....</i>	<i>59</i>
<i>Ilustración 32: Imagen original.....</i>	<i>63</i>
<i>Ilustración 33: Comparación de la imagen tratada e imagen original.</i>	<i>64</i>
<i>Ilustración 34: Imágenes con corrección gamma</i>	<i>64</i>
<i>Ilustración 35: Imágenes con corrección gamma en la zona tumoral.</i>	<i>64</i>
<i>Ilustración 36: Resultado XOR de las imagenes con corrección gamma.</i>	<i>65</i>
<i>Ilustración 37: Resultado XOR de las imágenes con corrección gamma en la zona tumoral</i>	<i>65</i>
<i>Ilustración 38: Paciente 1 Capa 1</i>	<i>66</i>
<i>Ilustración 39: Paciente 1 Capa 2</i>	<i>66</i>
<i>Ilustración 40 : Paciente 1 Capa 3</i>	<i>66</i>
<i>Ilustración 41 : Paciente 1 Capa 4</i>	<i>67</i>
<i>Ilustración 42: Paciente 1 Capa 5</i>	<i>67</i>
<i>Ilustración 43 : Paciente 1 Capa 6</i>	<i>67</i>
<i>Ilustración 44 : Aplicación filtro de mediana y comparación con la imagen anterior e imagen original. ..</i>	<i>68</i>

<i>Ilustración 45: Paciente 1 Corte 1 aplicado Método Otsu.</i>	<i>68</i>
<i>Ilustración 46: Paciente 1 Corte 2 aplicado Método Otsu.</i>	<i>69</i>
<i>Ilustración 47: Paciente 1 Corte 3 aplicado Método Otsu.</i>	<i>69</i>
<i>Ilustración 48 : Paciente 1 Corte 4 aplicado Método Otsu.</i>	<i>69</i>
<i>Ilustración 49: Paciente 1 Corte 5 aplicado Método Otsu.</i>	<i>70</i>
<i>Ilustración 50: Paciente 1 Corte 6 aplicado Método Otsu.</i>	<i>70</i>
<i>Ilustración 51: medidas áreas de volumen Paciente1</i>	<i>71</i>
<i>Ilustración 52: Resultado , Paciente 2 Corte 1</i>	<i>72</i>
<i>Ilustración 53: Resultado , Paciente 2 Corte 2</i>	<i>72</i>
<i>Ilustración 54: Resultado, Paciente 2 Corte 3</i>	<i>73</i>
<i>Ilustración 55: Resultado, Paciente 2 Corte 4</i>	<i>73</i>
<i>Ilustración 56: Resultado, Paciente 2 Corte 5</i>	<i>74</i>
<i>Ilustración 57:Resultado, Paciente 2 Corte 6</i>	<i>74</i>
<i>Ilustración 58: Resultado, Paciente 2 Corte 7</i>	<i>75</i>
<i>Ilustración 59:Resultado, Paciente 2 Corte 8</i>	<i>75</i>
<i>Ilustración 60:Resultado, Paciente 2 Corte 9</i>	<i>76</i>
<i>Ilustración 61:Resultado, Paciente 2 Corte 10</i>	<i>76</i>
<i>Ilustración 62:Resultado, Paciente 2 Corte 11</i>	<i>77</i>
<i>Ilustración 63: Resultado, Paciente 2 Corte 12</i>	<i>77</i>
<i>Ilustración 64: Resultado, Paciente 3 Corte 1</i>	<i>78</i>
<i>Ilustración 65:Resultado, Paciente 3 Corte 2</i>	<i>78</i>
<i>Ilustración 66:Resultado, Paciente 3 Corte 3</i>	<i>79</i>
<i>Ilustración 67: Resultado, Paciente 3 Corte 4</i>	<i>79</i>
<i>Ilustración 68: Resultado, Paciente 3 Corte 5</i>	<i>79</i>
<i>Ilustración 69: Resultado, Paciente 3 Corte 6</i>	<i>80</i>
<i>Ilustración 70: Resultado, Paciente 3 Corte 7</i>	<i>80</i>

<i>Ilustración 71: Abrir documento DICOM.....</i>	<i>89</i>
<i>Ilustración 72: Sequence Options</i>	<i>89</i>
<i>Ilustración 73: Modificar bits de la imagen.</i>	<i>90</i>
<i>Ilustración 74: Resize</i>	<i>90</i>
<i>Ilustración 75: Aplicar plugin</i>	<i>91</i>
<i>Ilustración 76: Duplicado de imágenes.....</i>	<i>91</i>
<i>Ilustración 77: Aplicar corrección gamma</i>	<i>92</i>
<i>Ilustración 78: Resultado de corrección gamma</i>	<i>92</i>
<i>Ilustración 79: Aplicar XOR</i>	<i>93</i>
<i>Ilustración 80: Resultado XOR</i>	<i>93</i>
<i>Ilustración 81: Invertir imágenes.</i>	<i>94</i>
<i>Ilustración 82: Ampliación de la zona a tratar.</i>	<i>94</i>
<i>Ilustración 83: Aplicación Filtro Mediana.</i>	<i>95</i>
<i>Ilustración 84: Resultado Filtro Mediana.....</i>	<i>95</i>
<i>Ilustración 85:Aplicación Find Edges</i>	<i>96</i>
<i>Ilustración 86: Resultado a Find Edges.</i>	<i>96</i>
<i>Ilustración 87:Aplicación método Otsu.....</i>	<i>97</i>
<i>Ilustración 88: Resultado método Otsu.</i>	<i>97</i>

Índice de Ecuaciones

<i>Ecuación 1: Unidades Hounsfield</i>	<i>34</i>
<i>Ecuación 2: Gradiente.....</i>	<i>51</i>
<i>Ecuación 3: Ángulo del gradiente</i>	<i>51</i>
<i>Ecuación 4: Derivada segunda.....</i>	<i>51</i>
<i>Ecuación 5: Ley de Potencias</i>	<i>60</i>
<i>Ecuación 6: Cálculo volumen tumor</i>	<i>71</i>
<i>Ecuación 7: Horas totales.....</i>	<i>83</i>
<i>Ecuación 8: Coste equipo informático.....</i>	<i>84</i>

Índice de Tablas

<i>Tabla 1: Cantidad de Unidades Hounsfield según el tejido</i>	<i>34</i>
<i>Tabla 2: Coste mano de obra</i>	<i>84</i>
<i>Tabla 3: Total coste material</i>	<i>84</i>
<i>Tabla 4: Coste Total.....</i>	<i>85</i>
<i>Tabla 5: Presupuesto por contrata.....</i>	<i>85</i>
<i>Tabla 6: Presupuesto total.....</i>	<i>86</i>

Resumen

En este proyecto se ha desarrollado un software, que permite el procesamiento de imágenes, obteniendo una mejora en la calidad de las imágenes DICOM. Las imágenes utilizadas corresponden a un TAC cerebral, en dichas imágenes, se realizará el procesamiento y permitirá la detección de los tumores cerebrales y conseguir delimitar los volúmenes de los tumores de una manera eficaz y precisa.

El procesamiento de mejora de la imagen consiste en la utilización de fractales, que realizan el filtrado e interpolación de la imagen. Lo que permite la observación de los tumores de modo muy conciso, permitiendo diferenciar la parte cancerosa, del tejido sano.

Posteriormente y después de haber realizado el procesamiento de todas las imágenes, se procederá a obtener el volumen del tumor.

Palabras clave: tumor cerebral, TAC, DICOM, fractal, segmentación.

Abstract

The objective of this project is to develop image processing software that enhances the quality of DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) Images. The images presented are extracted from a brain CAT (Computerized Axial Tomography) scan. These images will be processed using the software to aid in the detection of brain tumors by delimiting their volume effectively and precisely.

The image enhancement processing is based on the use of fractals to filter and interpolate the image. This allows the tumors to be observed very concisely, differentiating the cancerous tissue from the healthy.

Once all the images have been processed, a volume of the tumor will be developed.

Keywords: brain tumor, CAT scan, DICOM, fractal, segmentation.

Resumen Extendido

A lo largo del presente proyecto se explicará los métodos de segmentación de imágenes médicas, para ello se utilizará el software Image-J.

La técnica de segmentación de imágenes se trata la división de la imagen en regiones, habrá tanta regiones como objetos y fondos posea la imagen, además debe de cumplir unos requisitos:

- La imagen se quedará dividida en regiones, pero la imagen estará completa, no habrá ninguna parte de la imagen que no pertenezca a ninguna región.
- Las regiones que forman la imagen deben de ser completas y continuas
- Los píxeles que forman cada una de estas regiones poseerán una propiedad en común.
- Dos regiones adyacentes no pueden poseer la misma propiedad.

Esta técnica permite a partir obtener información de las imágenes analizadas y organizar dicha información en un sistema estructurado. Esta técnica es muy utilizada aunque también sea una de las más difíciles.

Para realizar una correcta segmentación se necesita realizar dos tareas:

- El reconocimiento se trata de la tarea que determina la ubicación de la zona que se desea estudiar en la imagen. Este reconocimiento se puede realizar de manera automática, para ello se utiliza la inteligencia artificial o bien el reconociendo realizado por el especialista.
- La delineación en este caso es una tarea más definida ya que se deje de precisar la extensión del objeto de estudio.

Las imágenes médicas se proporcionan en formato DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine), en este caso las imágenes procesadas serán imágenes de la cabeza. Las imágenes vienen determinada en escalas de grises, esto hace que se el proceso de segmentación sea más sencillo, pero al tener valores de intensidad similares hace que el proceso sea más complejo.

Actualmente, el medico especiales es el encargado de examinar las imágenes procedentes de las resonancia magnética o de tomografía axial computarizada, en cada imagen debe de realizar un proceso de segmentación manual previamente para poder detectar de manera más precisa el tumor.

Una vez que ha terminado debe de delimitar la zona cancerosa, del tejido sano y determinar qué zona de tejido del paciente se debe tratar. De esa forma no dañar ni mediante radiación, ni la extirpación del tejido no tumoral.

La idea del presente proyecto, es mecanizar todos estos pasos y realizar algoritmos que sean capaces de delinear las zonas deseadas de la imagen de forma más eficiente y precisa. Previamente se realizará un proceso de mejora de la imagen en el que se realiza la segmentación de todos los cortes del cerebro, de manera que se pueda observar el tumor a tratar. Esto se podría ampliar a cualquier órgano humano, tras esto se desea diseñar un *plugin* que realice de forma automática la delimitación del tumor.

Actualmente este proyecto se ha centrado para la delimitación de los tumores cerebrales, pero se puede extrapolar a otro tipo de tumores siempre y cuando realizando modificaciones en el mismo, ya que cada tejido posee unas características distintas. Y la presencia de los tumores difiere según la zona en la que se encuentre.

Se dejan abiertas numerosas líneas futuras, como la implementación del *plugin* para otro tipo de imágenes, como las Resonancia Magnética o PET. Y permitir la extrapolación a cualquier tejido del cuerpo.

Capítulo 1

Introducción

La precisión que existe actualmente en las imágenes médicas, para determinar los contornos de los tumores es muy escasa, por lo que se necesita afinación. Cualquier método para tratar un tumor, ya sea la extirpación o el uso de radioterapia, es necesario conocer los límites entre el tejido afectado y el tejido que se encuentra en perfectas condiciones, para que en ambos casos solamente se trate o se extirpe la zona afectada, de esta manera se incrementarán las posibilidades de curación y se reducirán los efectos sobre los tejidos sanos. Y por lo tanto a la salud del paciente.

Actualmente la tarea de delimitación de un tumor esta realizado por un especialista pero se realiza de forma manual por lo que es poco precisa.

La idea de este proyecto será realizar un *software*, que sea capaz de dibujar el contorno del tumor de la manera más precisa posible. Por lo que se realizará la delimitación del tumor en cada corte, se realizará el área de cada imagen y posteriormente se calculará el volumen del tumor analizado.

1.1 Motivación

En este proyecto se tiene como objetivo la segmentación de los tumores cerebrales a partir de imágenes médicas obtenidas mediante TAC con la intención de poder mejorar la delimitación de los mismos. Para poder comprender completamente el proyecto, se ha procedido a explicar los mecanismos básicos de obtención y almacenamiento de imágenes médicas, así como los tumores cerebrales, sus causas y como se trata.

En estos años se ha producido un enorme crecimiento la rama de la ingeniería biomédica, que se encarga de dar soluciones a los problemas procedentes de la medicina y la biología.

Una de las principales motivaciones, ha sido la posibilidad de poder hacer todo lo que sea posible para la mejora de la vida de las personas, por lo que considero que el área de la medicina se trata de un lugar interesante en el que colaborar, y hacer que vaya desarrollando y mejorando cada día más.

Los tumores cerebrales conforman entre el 85 y el 90% de todos los tumores primarios que ocurren dentro del sistema nervioso central (SNC). En el mundo se diagnosticaron cerca de los 250.000 casos nuevos de tumores cerebrales y otros tumores del SNC, y produce unas 175.000 defunciones. Normalmente, los tumores cerebrales afectan en mayor proporción a la raza blanca, que en la raza negra, y la mortalidad es mayor en el género masculino, que en el femenino.

El servicio de Radiodiagnóstico del Hospital Universitario Puerta de Hierro Majadahonda en colaboración con el Grupo de Investigación "*Radiation and Sensing Group*" de la Universidad de Alcalá establecen las bases del presente trabajo, ya que gracias a su ayuda y a su implicación no hubiese sido posible el desarrollo del mismo.

1.2 Objetivos

El objetivo principal del proyecto será la realización e implementación de una herramienta software para PC capaz de delimitar el volumen de los tumores cerebrales de la forma más precisa posible a partir de una imagen obtenida mediante una tomografía axial computarizada.

Inicialmente se determinará el perímetro de la zona afectada, tras ello se calculará el área y posteriormente se transformará la imagen a 3D, mediante las imágenes de corte transversal y obtener el volumen de tejido canceroso que se debe tratar.

1.3 Aplicaciones

La aplicación de este proyecto será realizar un software, que sea capaz de limitar los límites del contorno de la zona tumoral de la manera más precisa, de esta forma no se afectará a los tejidos sanos y se tratará únicamente el tejido dañado.

Para ello se utilizará el programa Image-J y a partir del mismo se creará un *plugin* que será el que realizará el procesamiento de la imagen. Esto último queda como línea futura, ya que se debe de perfeccionar el método diseñado.

1.4 Organización de la memoria.

Para obtener una mejor comprensión del proyecto, a continuación, se muestra una breve panorámica de la estructura y contenido de esta memoria y se procede a describir cada uno de los capítulos en los que ésta se divide:

- Capítulo 1 Introducción: Se trata de un capítulo introductorio en donde se explica el contexto en el que se enmarca el trabajo, así como los objetivos y la aplicación del mismo.
- Capítulo 2 Introducción Teórica: En este capítulo se describirá el sistema nervioso, los tipos de cánceres cerebrales, las pruebas para el diagnóstico del mismo, así como el tratamiento para solventar.

- Capítulo 3 Procesado Digital de Imagen: Se recoge la descripción del método de adquisición de las imágenes, así como el estudio de las imágenes dependiendo de los parámetros de calidad. Así como también se describe la estructura y las características del formato DICOM.
- Capítulo 4 Estado del Arte: Se describen los métodos de segmentación utilizados en las imágenes medicas
- Capítulo 5 Materiales y Métodos: Se describe el programa Image J que se utiliza para el tratamiento de las imágenes, así como la metodología llevada a cabo para la obtención de los resultados deseado.
- Capítulo 6 Resultados: Se incluyen los resultados que se han obtenido en los distintos sujetos tras aplicar la metodología previamente explicada.
- Capítulo 7 Conclusiones: Se realizará la explicación de las conclusiones y se explicaran las aportaciones propias y los trabajos futuros que se podrán realizar basados en este proyecto.
- Capítulo 8 Presupuesto del Proyecto: se procede a realizar el estudio económico del trabajo.
- Bibliografía.

Capítulo 2

Introducción Teórica

2.1 Sistema Nervioso

El sistema nervioso, se encarga de todas las funciones de control del organismo y supervisa la actividad del resto de sistemas del organismo mediante tres funciones básicas: motora, sensitiva e integradora, El sistema nervioso se encarga de todas las actividades rápidas, de las funciones intelectivas

El sistema nervioso se divide en: Sistema Nervioso Central y Sistema Nervioso Periférico.

El Sistema Nervioso Central está formado por: encéfalo y médula espinal.

El Sistema Nervioso Periférico está comprendido por nervios craneales y nervios raquídeos.

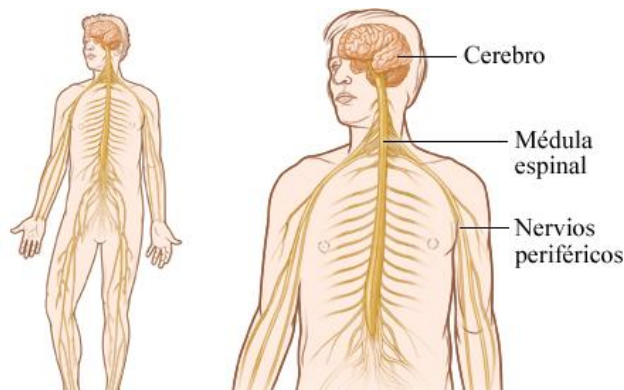


Ilustración 1: Sistema Nervioso Central

El sistema nervioso está formado por dos tipos de células: neuromas y neuroglia.

La neuroglia forma la mitad del volumen del Sistema Nervioso Central, tienen la capacidad de dividirse y multiplicarse dentro del sistema maduro. Los tumores cerebrales derivan de la neuroglia. Los tumores cerebrales reciben el nombre de gliomas, suelen ser muy perjudiciales y muy malignos debido a su rápido

crecimiento. Estas células forman un tejido llamado neuroglia que poseen diferentes funciones, entre ellas bordean los vasos sanguíneos formando una barrera para evitar que puedan entrar toxinas, retiran el tejido muerto, suministra a las neuronas las sustancias químicas vitales.

Las neuronas por otro lado son las células nerviosas responsables de todas las funciones del sistema nervioso, se encarga del control de todas las actividades, del pensamiento y la memoria, así como la regulación de secreciones glandulares.

Las neuronas constan de tres partes:

- Soma o Cuerpo: que está formado principalmente por núcleo, citoplasma y nucléolo.
- Dendritas: son las terminaciones nerviosas.
- Axón: terminación nerviosa que puede llegar a medir un metro longitud.

Cuando una neurona se desea transmitir información nerviosa de una a otra se hace mediante “sinapsis”.

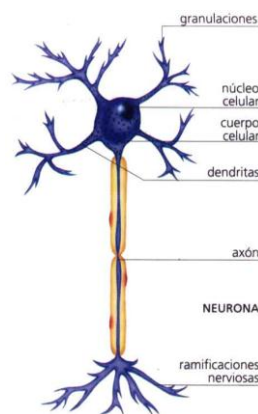


Ilustración 2: Neuronas

2.1.1 El Encéfalo

El encéfalo se trata del órgano del Sistema Nervioso que se encuentra debajo del cráneo, es decir de la masa nerviosa que se encuentra en el interior del cráneo.

El encéfalo se divide cerebro, bulbo raquídeo y cerebelo.

2.1.1.1 El Cerebro

El cerebro se trata de la parte más importante del Encéfalo, ya que entre sus funciones está la de controlar y regular todas las funciones del sistema nervioso. El cerebro posee una superficie con salientes llamados circunvoluciones, y unos surcos denominados cisuras de Silvio y de Ronaldo. Además se encuentra dividido en dos hemisferios: hemisferio izquierdo y hemisferio derecho.

El hemisferio derecho se encarga de reconocer las imágenes. Controla las facultades artísticas y espaciales. Controla la mano izquierda, las emociones y la imaginación.

El hemisferio izquierdo se encarga de controlar las funciones lógicas. Controla la mano derecha, las habilidades verbales, el lenguaje, el pensamiento racional, la escritura.

El cerebro está formado por materia gris, la parte exterior, ya que está formado por cuerpos neuronales, y por materia blanca en el interior, ya que está formado por haces de axones.

2.1.1.2 El Cerebelo

El cerebelo se encuentra situado detrás del cerebro, al igual que el cerebro, su parte exterior está formada por materia gris mientras que el interior está formado por materia blanca.

De tamaño posee un tamaño mucho menor y posee una forma de mariposa. Se encarga de coordinar todos los movimientos.

2.1.1.3 El Bulbo Raquídeo

El bulbo raquídeo conforma la continuación de la médula espinal, que aumenta en grosor al introducirse en el cráneo.

Se encarga de controlar al corazón y a todos los músculos respiratorios.

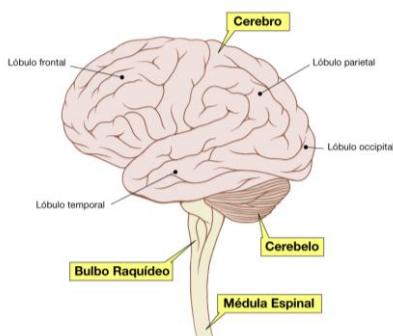


Ilustración 3: Estructura externa del encéfalo

2.1.2 La Médula Espinal

La médula espinal se trata de un hilo nervioso blanco y cilíndrico ubicado en el interior de la columna vertebral. Su interior está formado por materia gris y su alrededor está formada con sustancia blanca. La función de la médula espinal es conducir la corriente nerviosa desde las terminaciones nerviosas hasta el cerebro y de enviar los impulsos nerviosos desde el cerebro hasta los músculos.

2.2 Tumores

Se entiende por tumor, cualquier alteración en los tejidos que produzca un aumento de volumen, por lo tanto se trata de una masa o bulto en el que las células se dividen sin control, este exceso de tejido se denomina *tumor* o *neoplasia*. Estas células pueden ser de carácter benigno o de carácter maligno.

- *Tumores o neoplasias benignos*: este tipo de tumores no posee ningún tipo de malignidad. Esto implica que el tumor no crece de manera agresiva, no invade a los tejidos adyacentes y no produce la metástasis a los tejidos u órganos cercanos. Estas células benignas permanecen juntas, y se puede extirpar aunque no son una amenaza para la vida. Para dar nombre a estos tumores se utiliza el nombre del prefijo y como sufijo la palabra “-oma”. Algunos tumores benignos son: Lipoma, Osteoma, Mioma, Angioma, Papiloma...
- *Tumores malignos o Cáncer*: este tipo de tumor es maligno y está formado por células cancerosas. Estas células pueden invadir a los tejidos que se encuentra cerca del tumor y producir su daño. Además tienen la capacidad de poder entrar en el sistema linfático o en el flujo sanguíneo de esta manera el cáncer se puede reproducir y alcanzar cualquier parte del cuerpo. Este tipo de células tienen la capacidad de reproducir, crecer de manera muy rápida. Cuando se propaga el cáncer mediante el flujo sanguíneo o el sistema linfático se denomina metástasis. Los tumores malignos se pueden clasificar en diferentes categorías, en nuestro caso no centraremos en las Gliomas que son los cánceres del cerebro o de la médula espinal.

El estudio de los tumores es realizado por la ciencia de la oncología (“onco”=hinchazón, “logos” = estudio).

2.2.1 Tumor Cerebral

Un tumor cerebral es el crecimiento celular que se produce en el interior del cráneo. Los tumores se pueden formar en el cerebelo, en el encéfalo, en las células neuroglias... Este tipo de tumores pueden ser benigno o maligno como hemos indicado anteriormente.

Los tumores cerebrales pueden destruir las células cerebrales, o bien provocar efectos dañinos a las células produciendo inflamación, esto provoca presión intracraneal ya que se produce mayor presión sobre algunas partes del cerebro.

Los tumores se pueden clasificar en función de:

- Su localización,
- Del tipo de tejido
- Dependiendo si son malignos o benignos.

2.3 Tipos de Tumores Cerebrales

2.3.1 Neuroblastoma.

Neuroblastoma es el tumor cerebral que aparece en los niños, normalmente en menores de cinco años. En algunas ocasiones este tipo de tumor se descubre de forma prenatal mediante la ecografía. El neuroblastoma se origina en la medula suprarrenal o en lugares donde el sistema nervioso está presente.

2.3.2 Schwanomas

Los *Schwanomas* se tratan de los tumores que se crean en las células de Schwan, estas células son las que proporcionan una capa de mielina a los axones. Es tipo de tumor puede aparecer a cualquier edad.

2.3.3 Gliomas y Astrocitomas

Los *astrocitomas* se trata de los tumores son lo que surgen en las células cerebrales que se llaman astrocitos. Los *gliomas* son los tumores que se originan en el las células gliales. El primer tipo los astrocitomas pueden ser de dos tipos:

- Elevada malignidad: este tipo de tumores crece con mucha rapidez y pueden reproducirse por todo el cerebro. Este tipo de tumores son muy agresivos al paciente y necesitan de una terapia muy intensa.
- Escasa malignidad: este tipo de tumores solo se reproducen en una determinada zona del cerebro y su reproducción es muy lenta.

2.3.4 Glioblastoma Multiforme:

Los gliomas son tumores que surgen en de los tejidos que forman y rodean a las células nerviosas. Se localizan habitualmente en los hemisferios cerebrales.

Este tipo de tumor pertenecen al grupo de elevada malignidad, ya que se reproduce de manera muy rápida, lo que provoca que invada mucha superficie del tejido cerebral, por lo que a la hora del diagnóstico su tamaño sea muy elevado, incluso se puede traspasar al hemisferio opuesto del que surgió.

2.3.5 Meningiomas:

Los *meningiomas* proceden de la transformación de las células aracnoideas de las meninges, especialmente de las vellosidades aracnoideas.

Se localizan sobre todo a lo largo del seno sagital y sobre la convexidad cerebral. Sin embargo, pueden localizarse en otros lugares. Los síntomas producidos por los meningiomas se deben a la compresión de los tejidos subyacentes. En ocasiones pueden producir hiperostosis

2.4 Pruebas y Tratamiento

Los signos y síntomas que pueden generar los tumores cerebrales pueden ser los siguientes:

- Dolores de cabeza
- Cambios en la visión
- Síntomas gastrointestinales
- Crisis epilépticas
- Cambios en el estado de ánimo, en la personalidad
- Pérdida de la concentración y en la capacidad mental

Estos síntomas también se manifiestan en otros tipos de enfermedades como pueden ser malformaciones arteriovenosas e infarto por lo que para realizar la comprobación de la existencia de un tumor cerebral y su localización se pueden realizar las siguientes pruebas:

- Tomografía Computarizada.
- Electroencefalograma.
- Realizar el análisis de un tejido extirpado del tumor durante una cirugía o biopsia.
- Resonancia Magnética.
- Análisis del Líquido cefalorraquídeo.

Una vez realizadas las pruebas necesarias se necesita de los siguientes profesionales: un neurooncólogo, un neurocirujano, un médico oncólogo, un oncólogo experto en radiación...

Si el tumor se encuentra en una fase temprana se podrá realizar el tratamiento y este tendrá un buen desenlace clínico. Los profesionales deberán de elegir que tratamiento será la más apropiada para tratar el tumor cerebral en cada caso. Estos tratamientos pueden ser la cirugía y extirpación, radioterapia o la quimioterapia.

En la mayoría de los casos de tumores cerebrales primarios se utiliza el tratamiento de cirugía en el cual se procede a la extirpación del tumor, En el caso de que el tumor se encuentre en zonas muy profundas del cerebro se llevará a cabo la citorreducción. Es decir reducir el tamaño del tumor.

La radiología se utiliza para otro tipo de tumores.

Y la quimioterapia se utiliza junto con la cirugía y junto los tratamientos de radiación, para la disminución y eliminación del tumor.

En el caso de los niños se pueden utilizar otro tipo de mecanismos, como la utilización de medicamentos como anticonvulsivos y analgésicos.

Capítulo 3

Procesado Digital de Imágenes

Antiguamente para poder observar materia y su organización espacial únicamente se podía realizar esta visión mediante la utilización de la luz visible y actuando como detector primario los propios ojos. Hasta que en el año 1895, Roentgen descubrió los rayos X, gracias a ellos se pudo ver por primera vez la estructura interna de todo tipo de materiales.

Gracias a este descubrimiento, se obtuvieron las primeras imágenes del interior del cuerpo humano y así poder detectar enfermedades y cuerpos externos. Aun así la calidad de la imagen era poco eficaz hasta que posteriormente se descubrió el primer Tomógrafo Computarizado de Rayos X (TC), por el Ingeniero Godfrey Hounsfield, en 1972, este TC permitió la obtención de imágenes de gran resolución.

En 1973 Lauterbur realizó la primera imagen usando resonancia magnética nuclear (RM), para ello primero realizó la codificación espacial de la señal mediante gradiente magnético y la reconstrucción de la imagen se realizaba mediante el método de retroproyección filtrada (ya utilizado en el TC).

La *imagenología* se trata de la ciencia que utiliza radiación electromagnética, radioactividad o ultrasonidos para evaluar los tejidos del cuerpo humano para poder llevar a cabo el diagnóstico de distintos tipos de enfermedades mediante imágenes. Esto puede ser realizado por diversas técnicas y la radiación que se utiliza puede ser ionizante o no.

3.1 Tomografía Axial Computarizada (TAC)

La tomografía axial computarizada o TAC, también se le conoce como escáner o TC, es una prueba que mediante la utilización de un equipo especial de rayos X, se obtiene imágenes del interior del cuerpo en distintos planos, en forma de cortes transversales o tridimensionales. Finalmente estos datos se computarizan para tener una imagen de todos los tejidos u órganos. Gracias al TAC se puede observar los distintos tipos de tejidos del cuerpo humano, así como el hígado, los riñones, los pulmones, el cerebro...

Actualmente el TAC es uno de los métodos más utilizados para el diagnóstico de numerosas enfermedades, ya que se trata de un procedimiento no invasivo.

El aparato TAC se trata de gran máquina de forma cuadrada y un orificio en el centro, en el interior de ese orificio el paciente permanecerá tumbado sobre una camilla. La máquina se moverá alrededor del cuerpo del paciente y generará las imágenes necesarias.

El procedimiento del TAC, es muy semejante a los otros tratamientos de exámenes radiológicos. Inicialmente se introducen al cuerpo cantidades controladas de rayos X, dependiendo de cada tejido realizarán la absorción de las partículas a diferente velocidad.

En el TAC, se encuentra una matriz de detectores, que se encargan de medir el perfil de rayos X. Como se ha indicado se realizarán rotaciones alrededor del paciente, en cada rotación, se irá emitiendo un haz de rayos X sobre el cuerpo del paciente y se obtendrá una imagen en cada rotación. Una vez que se termina de realizar todas las rotaciones necesarias, estas imágenes son enviadas a un ordenador que se encarga de formar imágenes, y realizar una vista multidimensional del interior del cuerpo.

La representación final de la imagen tomográfica se obtiene mediante la captura de las señales por los detectores y su posterior proceso mediante algoritmos de reconstrucción.

En algunas ocasiones, se necesita que se resalte las imágenes obtenidas en el TAC, para ello se le administra al paciente mediante vía intravenosa o vía oral un líquido denominado contraste, que se trata de un compuesto de yodo.

Actualmente gracias a la computarización, las imágenes que se obtienen que puedan observar de forma inmediata, pero para realizar su estudio es necesario de un médico radiólogo. En algunos casos es necesario repetir la prueba para ver cómo se produce la mejora y la evolución de las lesiones.

Con el TAC convencional en algunas ocasiones no se pueden apreciar pequeñas lesiones, por eso la tecnología ha avanzado y actualmente existe el *TAC helicoidal o espiral*, que se trata de un TAC que permite una obtención de imágenes de forma más rápida y utilizando menos cantidad de radiación. Actualmente estos equipos también se les denominan *TAC multidetector* y entre ellos destacan los de 4, 16 o incluso 64 detectores. Esto permite que con un equipo de 16 detectores se puedan adquirir en un segundo 32 imágenes.



Ilustración 4: TAC

3.1.1 Obtención de las imágenes a partir del TAC

La interacción de los fotones de los rayos X con la materia, se puede expresar mediante el coeficiente de atenuación lineal (μ), este parámetro nos indica la capacidad que posee un material en atenuar o detener los fotones

Cuando el haz de rayos X se proyecta sobre el cuerpo humano, dicha radiación sufre una atenuación, se producirá mayor atenuación en los casos en los que los tejidos posean mayor densidad. En las imágenes médicas se observa, que los materiales que poseen bajo coeficiente de atenuación lineal, permite que los rayos X atraviesen los tejidos, y al mostrar dicho tejido en la imagen tomará valores de gris oscuro y negro, mientras que los materiales que poseen alto dicho coeficiente, no permitirán que sean atravesados por los rayos X y por tanto en las imágenes médicas, estos tejidos serán mostrados en tonalidades grises claros o blanco.



Ilustración 5: Obtención de imágenes mediante TAC

El tamaño de la imagen obtenida suele ser de 512*512 píxeles, cada uno de los píxeles tendrá un valor que este depende de la atenuación de los rayos al atravesar los tejidos. Este valor se mide en unidades son proporcionales al coeficiente de atenuación y se denominan unidades Hounsfield (HU)

$$HU = \frac{1000 * \mu_{tejido} - \mu_{agua}}{\mu_{agua}}$$

Ecuación 1: Unidades Hounsfield

Donde μ_{agua} es el coeficiente de atenuación del agua y μ_{tejido} es el coeficiente de atenuación del tejido atravesado por los rayos X.

De la ecuación anterior se puede deducir que el número de HU en el agua es 0. En el caso del aire posee -1000 HU, y en el caso del hueso puede llegar a tener 1000 HU.

En la siguiente tabla se muestran los valores generales que se obtienen de los distintos tejidos:

TEJIDO	HU
Hueso	De 80 a 1000
Sangre coagulada	De 56 a 76
Sangre no coagulada	40
Sustancia Gris	De 36 a 46
Sustancia Blanca	De 22 a 32
Líquido cefalorraquídeo	15
Grasa	De -100 a -50
Aire	-1000

Tabla 1: Cantidad de Unidades Hounsfield según el tejido

3.2 Resonancia Magnética Nuclear (RMN)

La Resonancia Magnética Nuclear en vez de rayos X utiliza ondas de radiofrecuencia y campos magnéticos para producir imágenes, en las que se podrán determinar los órganos y los tejidos.

Este método permite el diagnóstico en numerosas enfermedades como puede ser el cáncer, enfermedades cardíacas y vasculares. La RMN necesita maquinaria y médicos especiales para poder observar las imágenes.

La RMN se utiliza para diagnosticar pequeños desgarros y lesiones de los músculos, cuando se realiza una RMN del corazón se permite apreciar cada detalle y los médicos pueden determinar de manera exhaustiva la zona que está dañada y la zona que este sano.

La RNM también es utilizada para los órganos del aparato digestivo y del aparato respiratorio, en estos casos permite el diagnóstico de tumores y en enfermedades. También se utiliza como alternativa a las mamografías ya que no utiliza rayos X.



Ilustración 6: Resonancia Magnética Nuclear

El aparato utilizado para realizar RMN se trata de un cilindro cerrando en el cual el paciente deberá permanecer quieto durante el tiempo necesario, para obtener las imágenes deseadas.

Durante este proceso algunos pacientes sienten claustrofobia. En algunos casos como ocurría en el TAC es necesario la utilización de contraste, para obtener una mejor calidad de la imagen.

La RMN es un método que depende de ondas de radiofrecuencia en vez de depender de radiación ionizante como ocurría con el caso de las radiografías, en las que se utiliza Rayos X, o en los TAC.

En este proceso las ondas de radiofrecuencia se dirigen hacia los protones, exactamente a los núcleos de los átomos de hidrógeno, en un fuerte campo magnético. Estos protones sufrirán dos estados. Un primer estado de excitación y un segundo estado de relajación esta es la razón por la que emiten señales que se permita representar en formato imagen.

En el ser humano los protones abundan en los átomos de Hidrógeno, que estos se encuentran en el agua, es por esta razón, por la que en la imagen de la RMN se observan diferencias en la cantidad y en la distribución de cada tejido. Cada resonancia tendrá su propio grado de contraste, además se representará el corte transversal del cuerpo, ya sea de derecha a izquierda, de arriba hacia abajo o de delante a atrás.

El uso de imágenes TAC es mejor en los casos de pacientes con hemorragia, ya que en el caso de huesos es más eficaz la utilización de las radiografías. La resonancia en algunas ocasiones no permite distinguir entre tejido tumoral y no detecta el calcio que se encuentra en el tumor.

En nuestro trabajo se ha realizado el estudio con imágenes procedentes de TAC, se deja como línea futura la investigación de la delimitación de tejido tumoral en este tipo de imágenes.

3.3 Conceptos de Píxel y de Vóxel

Las imágenes necesitan un proceso digital de conversión denominado digitalización, ya que inicialmente, las imágenes no se pueden procesar directamente con un ordenador, ya que estos deben de trabajar con valores numéricos, por ello, las imágenes se deben de convertir a forma numérica.

Todas las imágenes están divididas en pequeñas partes, y la parte más pequeña de una imagen que los ordenadores son capaces de detectar es el *píxel* (*"picture element"*). Para poder cuantificar cada píxel se debe de crear una subdivisión de la imagen creando un mallado rectangular, cada píxel poseerá una localización que vendrá determinado por la fila y la columna que se encuentre del mallado y además se le asignará el valor que le corresponda asociado al nivel de gris que le corresponda.

En el caso de poseer un imagen en 3D, la unidad mínima procesable será el *vóxel* (*"volumen element"*) En este caso para poder cuantificar cada vóxel se creará un mallado, pero en este caso tridimensional. Cada vóxel tendrá la información de ubicación, y el valor que le corresponde a esa escala de gris.

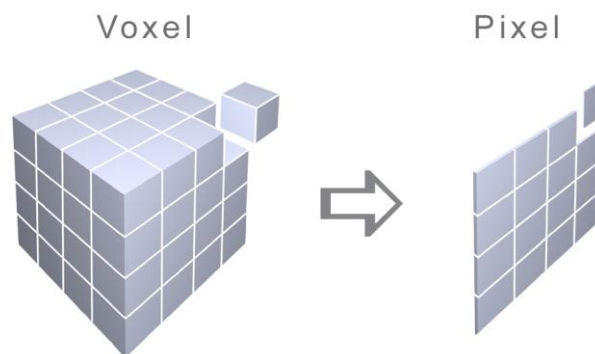


Ilustración 7 : Vóxel y Píxel

3.4 Profundidad del Píxel

La profundidad de píxel también se denomina como resolución de bits, y nos indica el número de bits de información que es capaz de almacenar un píxel.

A medida de aumenta la profundidad de píxel se permite representar un mayor número de colores y por tanto una representación más fidedigna de la imagen. Ya que poseeremos más información acerca del color del píxel de cada imagen.

Un píxel con resolución 1 quiere decir que poseerá dos valores posibles. En este caso en la imagen solo tendremos dos valores posibles, y la imagen estará compuesta por píxeles de color negro o blanco. En el caso de que el píxel posea una resolución de 8, tienen 256 posibles valores, por lo que tendremos una gran escala de grises.

Los gráficos de un ordenador se pueden dividir en dos categorías:

- Imágenes de Mapa de Bits

Este método utiliza una cuadrícula de píxeles para representar las imágenes. Cada píxel que conforma la imagen tiene asignado una ubicación y un valor que corresponde con el color que posea. Para realizar la modificación o edición de la imagen se editarán los píxeles en vez de realizarlo en los objetos. Aun así este tipo de imágenes son el método más utilizado para imágenes que posean tono continuo (como pueden ser las fotografías o cualquier tipo de imagen digital). Este tipo de imagen permite representar degradación o así como sombras o color, el degradado y la cantidad de detalles dependerá de la resolución.

- Gráficos Vectoriales:

Este método también es conocido como modelado geométrico o gráfico orientado a objetos. Los gráficos vectoriales están conformados por líneas, curvas definidas por vectores, es decir grafos que son construidos por el ordenador basado en ecuaciones matemáticas. En este caso es posible modificar el tamaño o mover la posición de algún grafo, sin perder calidad.

Los datos de los grafos vectoriales y las imágenes de datos de bits se representan en la pantalla como píxeles.

3.5 Resolución de Imagen

La resolución de una imagen consiste en el número de píxeles mostrados en una unidad de longitud. La resolución de imagen se mide en píxeles por pulgada (ppi: *pixel per inch*).

3.6 Segmentación de Imágenes

La segmentación de imágenes consiste en la partición de una imagen en secciones constituyentes no solapadas, las cuales poseen similitudes y son homogéneas respecto a una característica predefinida.

Hay tres formas de segmentación si se cuantifica la iteración del usuario en los procesos de segmentación:

- Manual: el usuario realiza el proceso de segmentación.
- Automática: el ordenador realiza todo el proceso de segmentación
- Semi-automática: el usuario inicialmente suele definir los parámetros y posteriormente el ordenador realizará el resto del proceso

3.7 El Formato DICOM

En los últimos años, ha aumentado de manera muy considerable, la tecnología en los hospitales y sobretodo, el diagnóstico por imágenes, por lo que se ha tenido que estandarizar los protocolos de comunicación y los formatos de información. El protocolo más estandarizado e implementado es el formato DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine).

El formato DICOM fue desarrollado en 1983 por el ACR (American College of Radiology) y la NEMA (National Electrical Manufacturers Association).

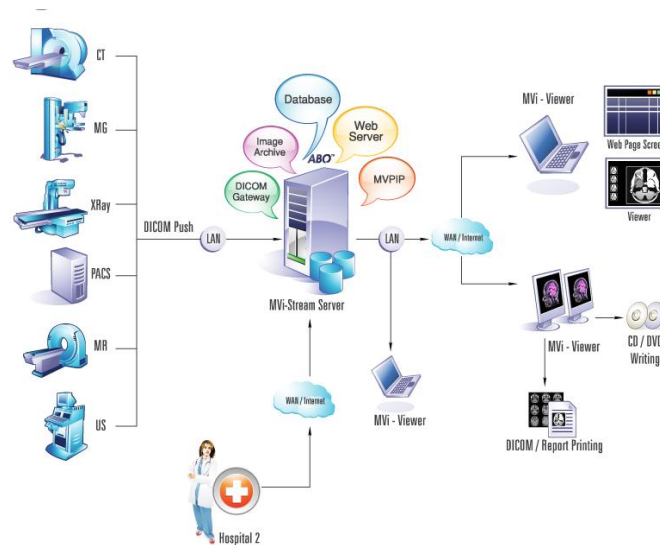


Ilustración 8: DICOM estándar de comunicación

Por lo que DICOM además de ser un estándar de comunicación y un formato de almacenamiento, permite la interoperabilidad entre todos tipos de sistema. Además incluye todos los datos del paciente y de cómo se tomó la imagen. Por lo que DICOM es conocida mundialmente para realizar el almacenamiento, impresión, manejo y transmisión de imágenes médicas.

El formato DICOM está formado por SOP, que es la unidad funcional de DICOM. Y los SOP están formados por:

- Objetos IOD (Information Object Definition): están formados por la imagen y su información asociada.
Un OID se compone de IE's (entidades de información), hay diferentes IE's, como puede ser: IE de paciente, IE de estudio, IE de serie, IE de equipo, IE de imagen, cada uno de ellos además está formado por atributos, los distintos atributos pueden ser el nombre, el tipo...
- DIMSE (DICOM Message Service Element) se trata de las operaciones que puede realizarse sobre un objeto.

Cada fichero DICOM posee un UID único que permite la identificación unívoca de objetos.

El estándar OSI soporta las comunicaciones DICOM para permitir el intercambio de información. La Entidad de Aplicación AE es quien se encarga de las comunicaciones. Y para cada servicio AE cliente existe un AE aplicación.

Las imágenes DICOM se pueden dividir la información que contiene en los siguientes tipos:

- Información general: en ella se incluye la fecha y la hora en el que se produjo la adquisición de las imágenes del estudio. Así como el equipo utilizado, el médico que realizó la adquisición...
- Información del paciente: en este caso se incluye toda la información del paciente como el nombre, fecha de nacimiento, el teléfono y la dirección. Esta información es anónima. Y solo tendrá acceso a ella el personal médico. En este trabajo se carece de esta información ya que las imágenes han pasado un proceso de animación.
- Información sobre la adquisición: En esta información se puede observar el número de serie del equipo, la situación del paciente, el momento de la captura de la imagen...
- Información acerca de la imagen: en este caso se indica el tamaño y el tipo de la imagen, el espaciado entre píxeles, la profundidad de la imagen... Además se incluirá información entre las equivalencias entre la imagen y la realidad.

```
0010,0010 Patient's Name: Anonymized
0010,0020 Patient ID: Anonymized
0010,0030 Patient's Birth Date: Anonymized
0010,0040 Patient's Sex: F
0010,1000 Other Patient IDs: Anonymized
0010,1001 Other Patient Names: Anonymized
0010,1010 Patient's Age: 037Y
0010,1040 Patient's Address: Anonymized
```

Ilustración 9: Datos del paciente.

0002,0002 Media Storage SOP Class UID: 1.2.840.10008.5.1.4.1.1.2
0002,0003 Media Storage SOP Inst UID: 1.3.12.2.1107.5.1.4.55395.3000001211070729517030003
0002,0010 Transfer Syntax UID: 1.2.840.10008.1.2.1
0002,0012 Implementation Class UID: 1.3.12.2.1107.5.99.2
0002,0013 Implementation Version Name: SIEMENS_MMWPE30A
0008,0005 Specific Character Set: ISO_IR 100
0008,0008 Image Type: ORIGINALPRIMARYAXIALCT_SOM5 SPI
0008,0016 SOP Class UID: 1.2.840.10008.5.1.4.1.1.2
0008,0018 SOP Instance UID: 1.3.12.2.1107.5.1.4.55395.30000012110707295170300030068
0008,0020 Study Date: 20121107
0008,0021 Series Date: 20121107
0008,0022 Acquisition Date: 20121107
0008,0023 Image Date: 20121107
0008,0030 Study Time: 140058.375000
0008,0031 Series Time: 140357.000000
0008,0032 Acquisition Time: 140304.238563
0008,0033 Image Time: 140304.238563
0008,0050 Accession Number: 001HL70001191220
0008,0060 Modality: CT
0008,0070 Manufacturer: SIEMENS
0008,0080 Institution Name: RAD_HMJDHND
0008,0081 Institution Address: Street

Ilustración 10: Datos del estudio realizado.

0018,0050 Slice Thickness: 1
0018,0060 kVp: 120
0018,0090 Data Collection Diameter: 500
0018,1000 Device Serial Number: 55395
0018,1020 Software Versions(s): syngo CT 2007S
0018,1030 Protocol Name: TCAR_Ins_EspACD
0018,1100 Reconstruction Diameter: 346
0018,1110 Distance Source to Detector: 1040
0018,1111 Distance Source to Patient: 570
0018,1120 Gantry/Detector Tilt: 0
0018,1130 Table Height: 146
0018,1140 Rotation Direction: CW
0018,1150 Exposure Time: 500
0018,1151 X-ray Tube Current: 213
0018,1152 Exposure: 76
0018,1160 Filter Type: 0
0018,1170 Generator Power: 28
0018,1190 Focal Spot(s): 1.2

Ilustración 11: Información sobre la adquisición de la imagen

Capítulo 4

Estado del Arte

4.1 Tratamiento de imágenes médicas

Actualmente se está produciendo un gran avance en el desarrollo de la tecnología en el proceso de adquisición de imágenes médicas, debido al aumento de la calidad de la maquinaria utilizada como la mejora de la calidad de la imagen obtenida.

Las imágenes médicas son imprescindibles, ya que a partir de ellas, los especialistas son capaces de diagnosticar y poder llevar a cabo el tratamiento de diversos tipos de enfermedades. Para poder llevar a cabo dicho diagnóstico es necesario obtener imágenes, y este proceso será posible llevarse a cabo gracias al uso de Tomografía Computarizada (CT-Computer Tomography), Resonancia Magnética (MR- Magnetic Resonance), Tomografía por emisión de positrones (PET-Positron Emission Tomography) u otras modalidades.

Para poder obtener información de todos estos tipos de imagen es necesaria la utilización de algoritmos de segmentación de imágenes.

La utilización de las imágenes médicas y su procesamiento componen un elemento fundamental en la planificación del diagnóstico y el tratamiento en algunas enfermedades, ya que se trata de un medio nada invasivo y efectivo para llevar a cabo el tratamiento de la enfermedad.

Se ha producido un incremento tanto en la cantidad como en el tamaño en las imágenes médicas, esto ha dado lugar a tener que computarizarlas para facilitar el procesamiento y el análisis de las imágenes. Una vez obtenidas las imágenes y llevar a cabo de proceso de computarización, es necesario, llevar a cabo el procedimiento de segmentación, este proceso, variará en función del tipo de imagen obtenida, el ruido, los movimientos en la imagen... Ya que no existe

actualmente ningún método general, capaz de aplicarse a cualquier tipo de imagen médica, si no que se deben de utilizar métodos específicos en función de la imagen y del tipo de diagnóstico a utilizar.

4.1.1 Segmentación y etiquetado

Las imágenes médicas contienen un conjunto de medidas y valores, en el espacio bidimensional (2D) o en el espacio tridimensional (3D). Estos valores y datos que obtenemos en las imágenes nos indican la absorción de radiación en caso de las imágenes de Rayos X, o bien la presión acústica en ultrasonido o el valor de la amplitud de señal de radio frecuencia en el caso de radiofrecuencia en la RM. Se puede realizar una medida en cada posición de la imagen, en este caso se trata de una imagen escalar, si por el contrario se realiza más de una medida la imagen se llama imagen vector o imagen multicanal, como ocurre en el caso de dual-eco MRI.

Las imágenes bidimensionales se tratan de imágenes discretas, (2D), la posición de cada medida se conoce como *píxel*, en el caso de las imágenes tridimensionales (3D), dicha posición de cada medida se llamará *vóxel*.

Las imágenes médicas pueden ser obtenidas en el dominio continuo como es el caso de las películas de Rayos X. o bien en el dominio discreto como es el caso de MRI.

La *segmentación* de imágenes consiste en la partición de una imagen en secciones constituyentes no solapadas, las cuales poseen similitudes y son homogéneas respecto a una característica predefinida.

El *etiquetado* se trata del proceso de realizar la asignación de cada región a una clase significativa, este proceso se puede realizar de forma independiente a la segmentación. Este proceso analiza el valor del conjunto, y lo procesa a una designación anatómica.

El etiquetado en imágenes medidas se puede realizar mediante la inspección del especialista, o bien de forma automática por los ordenadores, por ejemplo en el caso en el que se segmenta una imagen en distintas regiones y las reacciones se etiquetan como zonas sanas o tumorosas.

4.1.2 Dimensionalidad

La *dimensionalidad* se trata del método que se desarrolla en un dominio de imagen 2D, o 3D. Normalmente los métodos de segmentación 2D, se aplican a imágenes 2D, y los métodos 3D, se aplican a imágenes 3D, pero en algunos casos, los métodos 2D, se aplican a los cortes secuenciales de una imagen 3D, ya que se necesita una implementación más fácil, menos complejidad computacional y por tanto menor necesidad de memoria.

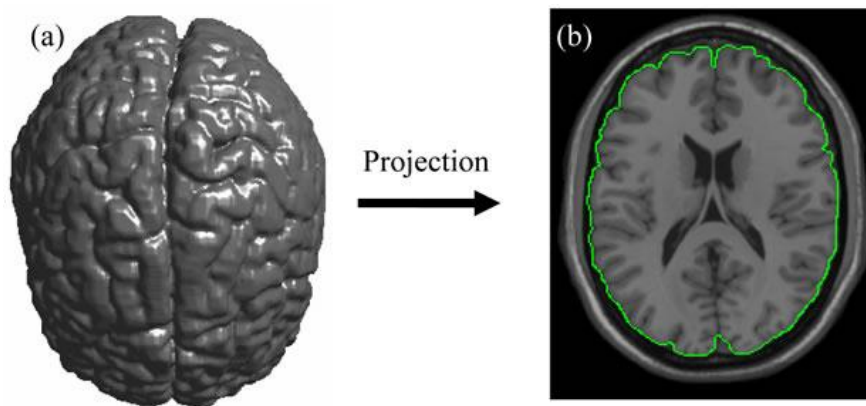


Ilustración 12 a) Imagen 3D b) Imagen 2D

4.1.3 Segmentación suave

En el tratamiento de imagen médica tienen gran importancia las segmentaciones suaves, estas segmentaciones son las que se permite que las regiones o clases se superpongan, en el caso de las imágenes médicas muchos tejidos forman un solo *píxel* o *vóxel*, esto resulta que se produzca una mezcla de intensidad en la frontera.

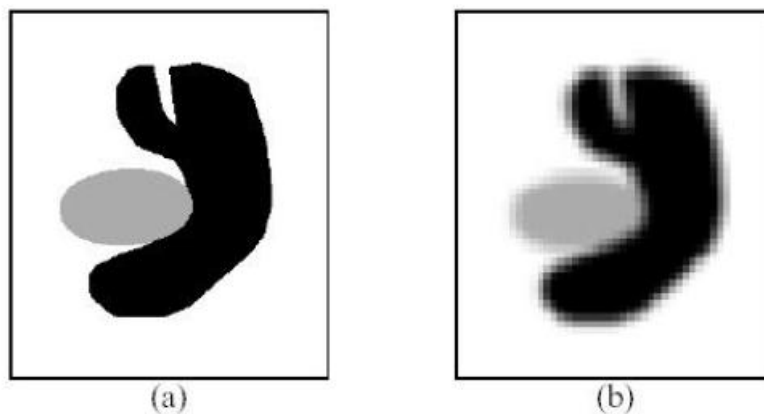


Ilustración 13 a) Imagen ideal b) Imagen adquirida

Estas dos figuras se muestran el efecto de volumen parcial. En la segunda imagen es difícil determinar la frontera entre las dos zonas, mientras que en la primera imagen se trata de una imagen ideal. En la que la determinación de la frontera es fácil de determinar.

En el caso de la utilización de segmentación dura, se debe de elegir que píxel se incluye fuera o dentro de la zona delimitada, es por esta razón por la que en el caso de las segmentaciones suaves, las imágenes contienen mayor información y permiten al especialista determinar las fronteras de las distintas zonas.

4.1.4 Segmentación discreta o continua

Las imágenes médicas utilizadas para la segmentación de imágenes se representan como muestras discretas en una malla uniforme. Los métodos de segmentación se aplican en dicha malla. Normalmente los métodos de segmentación suelen desarrollarse en el dominio discreto. Pero en algunos casos, se utiliza la segmentación en el dominio continuo, la segmentación en este dominio, no permite que se estime el valor de un volumen, pero este método será útil en el caso de que se desee una cuantificación, aun así no será un método fiable, siempre que se necesite o se requiera una elevada precisión.

Este tipo de método consigue representar la estructura del vóxel. Este método tiene una precisión de *subpíxel* o *subvóxel*, esto quiere decir que es capaz de operar en los valores que se encuentren entre dos píxeles contiguos. Aunque la precisión y la exactitud, dependerán de la resolución de la imagen.

4.1.5 Iteración

La *iteración* es el proceso necesario en todo tipo de segmentación, en el que el usuario debe indicar la precisión que se necesita para realizar la segmentación, para ello el usuario debe tener una idea clara de lo que se desea destacar en cada imagen.

La iteración manual poseerá, por lo tanto, una gran precisión, por ejemplo, se puede delimitar de forma manual, los límites que se desean o seleccionar los puntos en los que se centrará el algoritmo.

Este tipo de método requiere una gran cantidad de tiempo, ya que el usuario debe de realizar pruebas hasta que obtenga el resultado deseado.

La iteración se puede realizar de manera automatizada, pero para ello inicialmente se debe de indicar los parámetros iniciales. Para que los resultados de dicha iteración sean válidos.

4.1.6 Validación

Para poder definir el valor de un método de segmentación, se necesita realizar una *validación* que consiste en comprobar el resultado del experimento con un modelo real. Después de realizar la comparación con el modelo realidad se debe de cuantificar la precisión y la exactitud.

4.2 Métodos de segmentación

A continuación se realizara la explicación de cada método de segmentación en el que se tratan las ventajas y desventajas. Los métodos de segmentación de imágenes médicas se pueden dividir en estas categorías:

- Métodos de umbralización
- Métodos de región creciente
- Clasificadores
- Métodos de agrupamiento (*clustering methods*)
- Modelos de campos aleatorios de Markov
- Redes neurales artificiales
- Modelos deformables
- Métodos guiados por plantillas (*atlasguided methods*).

De los métodos mencionados anteriormente, los de umbralización, clasificación, agrupamiento y campos aleatorios de Markov, pueden considerarse métodos de clasificación de píxeles.

4.2.1 Umbralización

La umbralización o “*thresholding*” se trata del método que segmenta imágenes escalares, creando a partir de las intensidades de las imágenes, una partición binaria. Esto quiere decir, que se determina el valor de la intensidad llamado umbral o *threshold* y dependiendo del valor se procede a separar por clases.

La segmentación se lleva a cabo agrupando los píxeles que poseen un valor superior al umbral y el resto se le asigna a otra clase.

Aunque el método de segmentación es muy simple en algunos casos es muy efectivo. A una misma imagen se puede aplicar, un umbral, o bien aplicar diferentes umbrales en las regiones en las que dividamos la imagen.

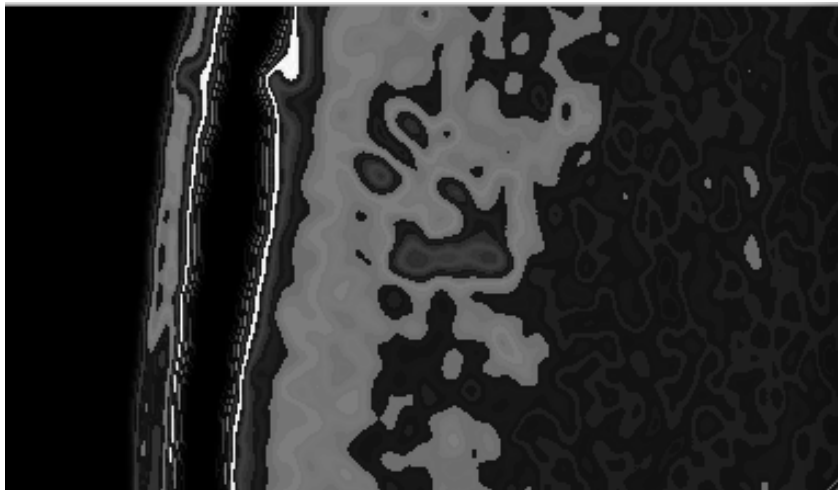


Ilustración 14: Imagen Original

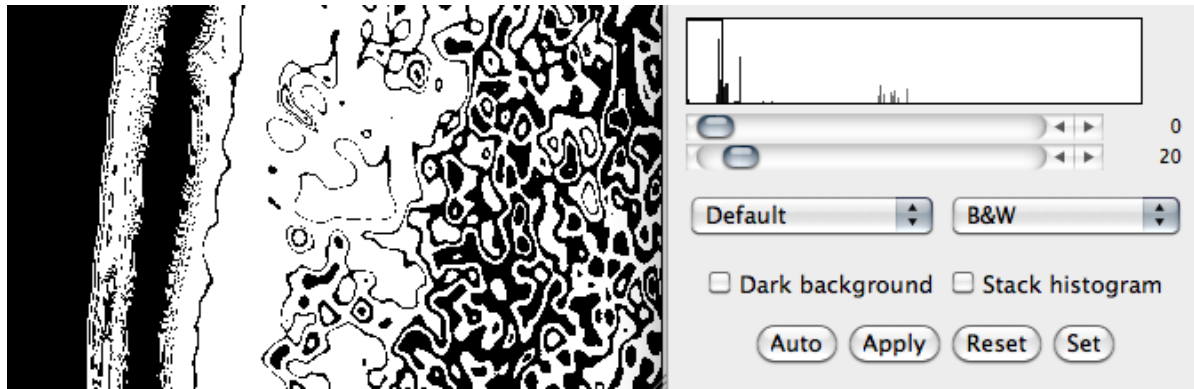


Ilustración 15: Imagen e Histograma tras proceso de umbralización a 20

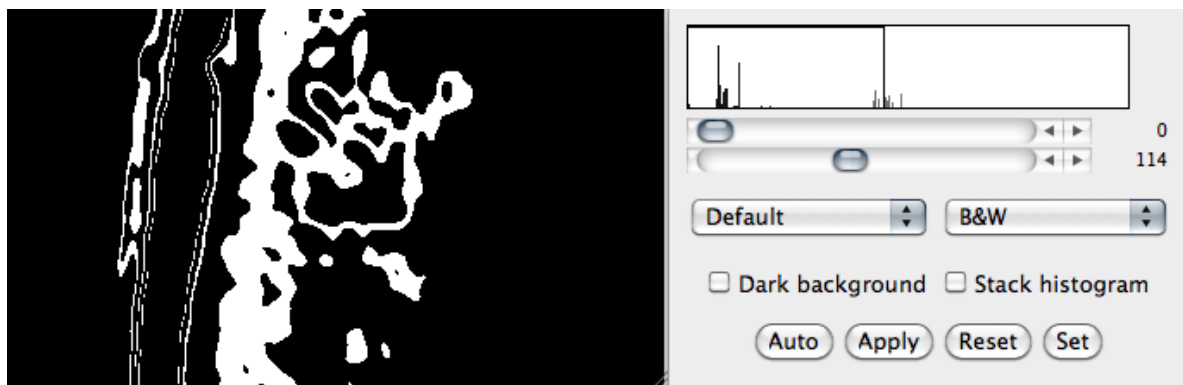


Ilustración 16: Imagen e Histograma tras proceso de umbralización a 114

Esta técnica es efectiva en el caso de que se desee segmentar imágenes en las cuales las estructuras diferentes poseen intensidades muy diferentes, para realizar esta técnica se suele realizar interactivamente, pero también se puede realizar de manera automática.

El proceso de umbralización suele ser el paso inicial de los procesamiento de imágenes, aunque este proceso es muy limitado ya que tan solo permite la generación de dos clases, por lo que no se puede utilizar a las imágenes multicanal.

El proceso de umbralización no suele tener en cuenta los factores de ruido e inhomogeneidad de la intensidad, dichos factores aparecen de forma frecuente en las resonancias magnética, y estos factores modifican el valor del histograma lo que hace que la separación sea una labor complicada.

Para la realización una umbralización óptima se calcula el nivel del umbral mediante la optimización de la imagen. Estos métodos pueden ser paramétricos o no paramétricos. En el primer caso se necesita tener información de los valores de los píxeles como su distribución de probabilidad, mientras que en caso no paramétrico no es necesario conocer información ninguna.

4.2.2 Región Creciente

La técnica *región creciente* o *region growing* se trata de una técnica que se encarga de unificar regiones de la imagen que poseen el mismo criterio predefinido, ya sea que compartir el valor de la intensidad u otro tipo de información.

La manera más sencilla de realizar este método es que el usuario seleccione un punto semilla o *seed point* y se seleccionaran todos los valores que tengan el mismo valor de intensidad.

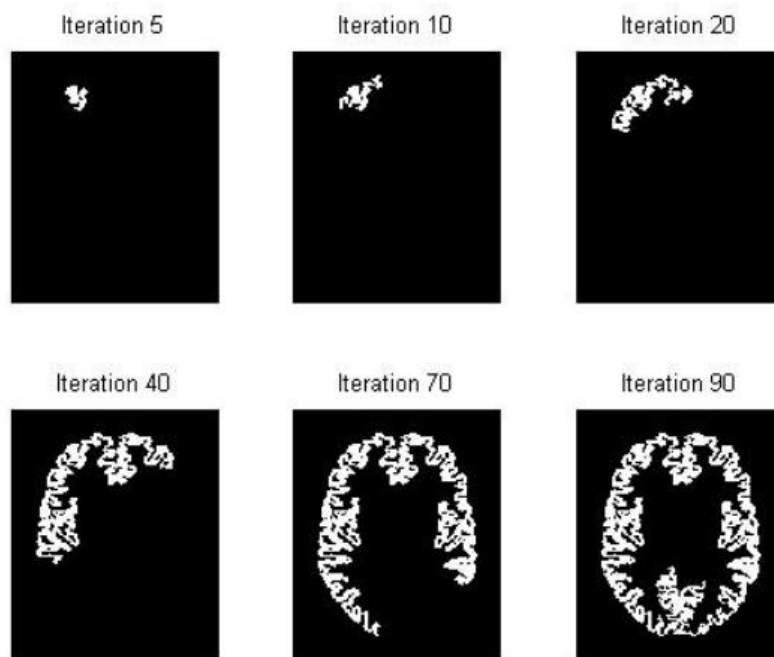


Ilustración 17 Ejemplo de imagen aplicando Región Creciente

En la imagen anterior se observa que en la primera iteración, se observa la semilla a partir de la cual se irán generando el resto de iteraciones.

La desventaja de este proceso es que el usuario es quien debe de elegir el punto semilla. Su desventaja principal es que requiere interacción manual. El algoritmo de división y mezcla poseen gran similitud con esta técnica, salvo que en este caso no se requiere semilla. Este proceso también es sensible al ruido, por lo que algunos valores que poseerían el mismo valor de intensidad quedarían excluidos.

4.2.3 Clasificadores

El *método clasificador* se trata de la técnica que reconoce patrones que buscan particionar el espacio característico usando datos con etiquetas definidas. Donde el espacio característico se trata de rango espacial de cualquier función de la imagen, como por ejemplo, la intensidad.

Este método también es conocido como: método supervisado, ya que requiere que los datos sean segmentados de manera manual y posterior se pueda realizar segmentación automática añadiendo nuevos valores siempre y cuando posean un valor similar al de la intensidad seleccionado.

Otro tipo de clasificadores son la ventana de Parzen y el clasificador de Bayes.

Para aplicar el método clasificador, se requiere que la imagen que vaya a ser segmentada, tenga varias características cuantificables distintas, de este modo se pueda obtener información de ellos y poder ser etiquetados.

Este tipo de proceso no es iterativo, por lo que son relativamente eficientes computacionalmente y pueden ser aplicados a imágenes multicanal.

4.2.3.1 Histograma

Un histograma se trata de un espacio característico unidimensional, en el que se muestra la intensidad en escala de grises.



Ilustración 18 Histograma

El histograma según su representación podemos tener:

- Una imagen subexpuesta: en este caso el histograma se corta al lado izquierdo, es decir el lado oscuro, en este caso la imagen tendrá tonalidades muy oscuras. En este caso los datos de sombra se suelen perder.

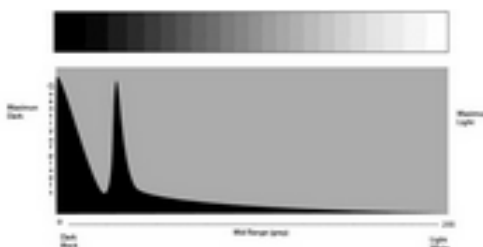


Ilustración 19 histograma imagen subexpuesta

- Una imagen expuesta: este histograma contiene toda la gama prácticamente de tonalidades que es posible capturar. Suele tener forma de montaña, el cambio es progresivo y el histograma no se corta en ninguno de los extremos.

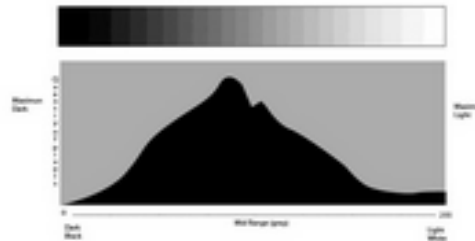


Ilustración 20 Histograma imagen expuesta

- Una imagen sobreexpuesta: en esta ocasión el histograma se corta en el lado derecho, es decir en la zona del blanco. Esto quiere decir que la imagen posee demasiados blancos lo que hace que los detalles de las zonas más blancas se hayan perdido y no se puedan observar.

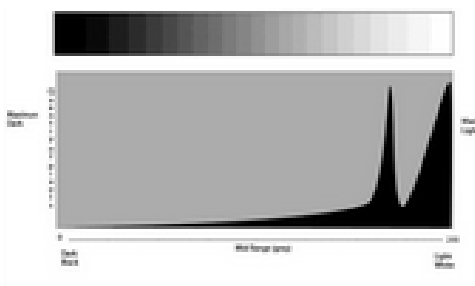


Ilustración 21 histograma imagen sobreexpuesta

4.2.3.2 Teorema de Bayes

El Teorema de Bayes se trata de un método que combina, las probabilidades de cada clase, con los valores de un valor que se denominará patrón. Respecto al cual se tomará la decisión de que valores pertenecen a dicha clase. Este método también recibe el nombre de *máxima verosimilitud*.

4.2.4 Agrupamiento

El método de agrupamiento o *clustering* se realiza del mismo modo que el método clasificador, pero con la diferencia de que se trata de un método no supervisado, en vez de eso es necesario realizar la iteración entre la imagen segmentada y obtener las características de cada clase. El algoritmo de agrupamiento común recibe el nombre del *algoritmo de las K-medias* o el *algoritmo ISODATA*.

Para realizar este algoritmo se van agrupando los valores calculados de forma iterativa la media de la intensidad para clase y procediendo al segmentado de la imagen, clasificando cada píxel en la clase con el valor más cercano. Por lo que para realizar este algoritmo es necesario la utilización de parámetros iniciales.

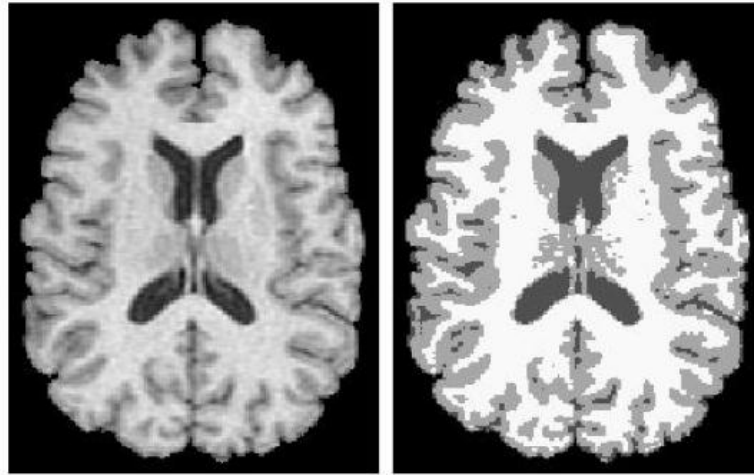


Ilustración 22: Imágenes con y sin la utilización del algoritmo K-medias.

En la primera imagen se puede observar la imagen original, mientras que la imagen de la derecha se observa la segmentación utilizando el algoritmo de las K-medias. Se estableció como número de clases 3 y se representan con las distintas tonalidades de grises pudiendo observar el fluido cerebral y la materia gris y blanca.

4.2.5 Detección de bordes

Para llevar a cabo el método de detección de bordes en una imagen se procede a realizar la derivada a una imagen. El objetivo de este modelo es detectar en una escala de grises las diferencias significativas.

Para realizar este método de detección de bordes, existen números tipos de operadores, como pueden ser: Laplaciano de Gaussiana, Algoritmo de Canny, Prewitt, Sobel

Si a una imagen le realizamos la convolución con un Filtro Laplaciano de Gaussiano, obtenemos como resultado los bordes de la imagen, pero a una cierta escala. Si procedemos a modificar el valor de esta escala se obtendrán otros bordes.

Cuando se procede a la construcción de contornos, los bordes no quedan perfectamente definidos, si no que quedan muchos bordes que se debe de realizar y especificar cuál es el verdadero contorno que se desea en la imagen. Para que los bordes limiten el órgano al cuál se desea realizar el estudio.

Para ello debemos tener en cuenta que realizando la primera derivada obtenemos el gradiente.

$$\nabla f = \begin{bmatrix} \frac{\partial f}{\partial x} \\ \frac{\partial f}{\partial y} \end{bmatrix}$$

Ecuación 2: Gradiente

El valor de este gradiente es proporcional al cambio de intensidad, mientras que la zona con intensidad constante el valor del gradiente es cero. El gradiente posee la propiedad de que indica hacia la máxima dirección donde hay mayor cambio en la imagen y el ángulo se puede obtener:

$$\alpha(x, y) = \tan^{-1} \left[\frac{\frac{\partial f}{\partial y}}{\frac{\partial f}{\partial x}} \right]$$

Ecuación 3: Ángulo del gradiente

Como hemos indicado anteriormente se utiliza el Laplaciano, este es muy sensible al ruido. Para ello se debe de realizar la derivada segunda para realizar el procesado de la imagen:

En este caso la segunda derivada permite observar más detalles, como puntos aislados y pequeños desniveles de color.

$$\nabla^2 f(x, y) = \left[\frac{\partial^2 f(x, y)}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 f(x, y)}{\partial y^2} \right]$$

Ecuación 4: Derivada segunda

Los bordes en las imágenes, pueden ser:

- Borde ideal: cuando se produce un cambio muy pronunciado en el nivel de gris. Por lo que se forma una recta perpendicular.



Ilustración 23: Ejemplo de borde ideal

- Borde rampa: en este caso el cambio se produce gradual por lo tanto toma la forma en una línea con pendiente

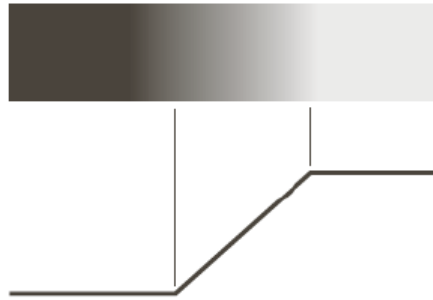


Ilustración 24 Ejemplo de borde rampa

Por lo que para la detección de bordes se pueden realizar los siguientes pasos;

- Encontrar en que puntos de la imagen la derivada primera toma un valor mayor que un umbral
- Posteriormente se realiza la segunda derivada y se observa en el que puntos se obtiene un cruce por el origen (por el cero).

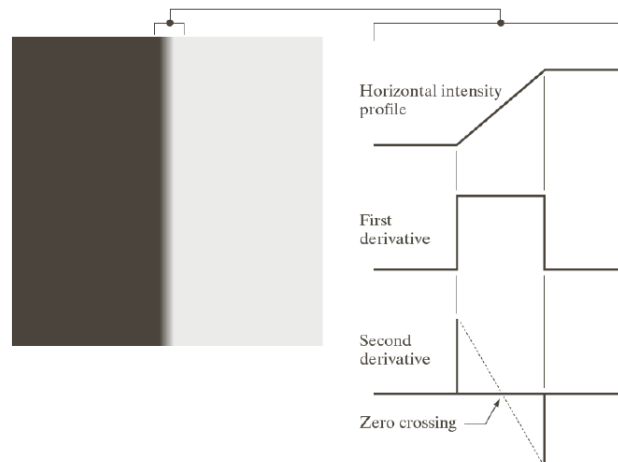


Ilustración 25: Ejemplo detección de bordes.

4.2.6 Campos aleatorios de Markov

Los modelos de campos aleatorios de Markov (MRF – *Markov Random Fields*) no se tratan exactamente de un método de segmentación, realmente se trata de un modelo estadístico que es utilizado en los métodos de segmentación. En este caso los modelos de campo aleatorio de Markov realizan iteraciones espaciales entre los píxeles cercanos.

En el caso del tratamiento de imágenes médicas este modelo es utilizado ya que normalmente los píxeles cercanos suelen pertenecer a la misma clase.

Este modelo no es utilizado independientemente, sino todo lo contrario se incorpora a los algoritmos de segmentación por agrupamientos.

Este tipo de MRF suele utilizar frecuentemente el algoritmo de segmentación por agrupamiento, especialmente el utiliza el de las K-medias.

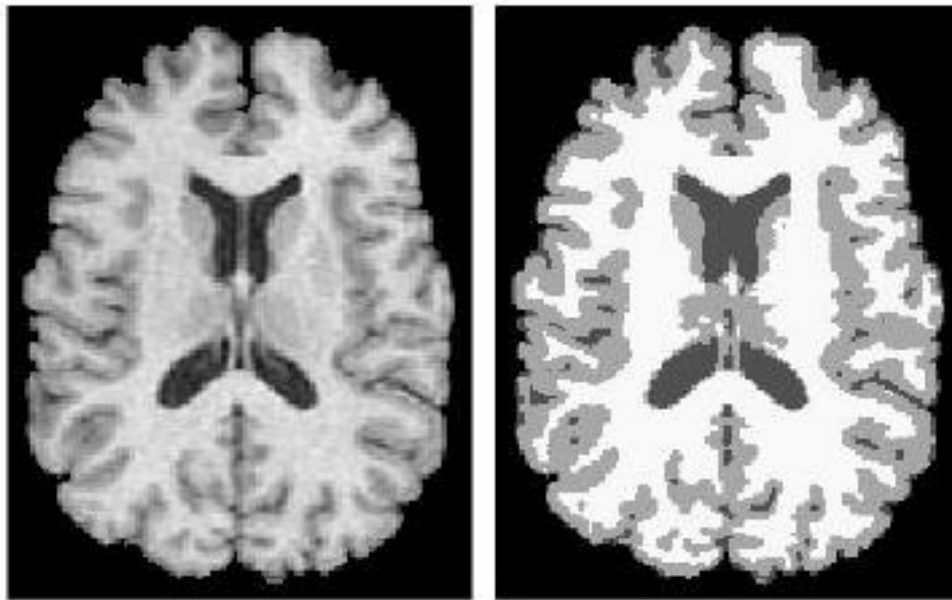


Ilustración 26: Imagen Original e Imagen segmentada usando el algoritmo K-medias usando un MRF previo.

4.2.7 Redes Neurales Artificiales

Las Redes Neuronales Artificiales o Artificial Neuronal Network (ANN) se trata redes paralelas que procesas los elementos que simulan los comportamientos biológicos.

Por lo tanto las Redes Neuronales Artificiales tienen la capacidad de aprendizaje que permite realizar la segmentación de imágenes de diversas formas. En el caso de las imágenes médicas se utiliza un clasificador. Inicialmente se incluyen unos datos de inicialización y posteriormente se utiliza el método ANN para realizar la segmentación.

Este método también puede utilizarse, pero de manera no supervisada como método de agrupamiento o como modelo deformable.

En las redes neuronales artificiales utilizan gran interconexión entre ellas, por lo tanto al incluir información, esta se incluye fácilmente.

4.2.8 Modelos deformables

El modelo deformable es utilizado para determinar los bordes de las zonas a delimitar, para ello se utilizan curvas o figuras paramétricas cerradas, que posteriormente son deformadas debido a fuerzas externas o internas, ya que este modelo está basado en las fuerzas físicas.

Para llevar a cabo la delimitación de un borde de un objeto se coloca una superficie cerrada próxima a la zona donde se desea incorporar el borde y dejar actuar las fuerzas.

Para realizar el modelo deformable existirán dos fuerzas:

- Fuerza interior: esta fuerza se calcula en el interior de la curva y permite que se mantenga suave a lo largo de la deformación.
- Fuerza exterior: esta fuerza coincide en muchas ocasiones con la derivada de la imagen, y hace que la curva se acerque al borde deseado.

Capítulo 5

Material y Métodos

En este capítulo se describirán los recursos necesarios y utilizados de este proyecto. Se describirán las imágenes, así como el *software* utilizado para el tratamiento de la señal.

Además se describirán los métodos utilizados para la realización del tratamiento de la imagen y mostrar el algoritmo utilizado.

5.1 Materiales

El proyecto se ha podido llevar a cabo gracias a la ayuda y la colaboración del Hospital Universitario Puerta de Hierro de Majadahonda. Los especialistas del hospital nos han proporcionado la base de datos de numerosos pacientes, en las que incluían las imágenes realizadas mediante TAC y las imágenes tomadas mediante RM.

El formato de las imágenes suministradas por el hospital es formato DICOM. Este tipo de formato que ya ha sido explicado anteriormente, en nuestros ejemplos están formadas por entre 100 y 400 imágenes y cada una de ellas posee un tamaño de 512x512 píxeles y la profundidad de 16 bits. Las imágenes en formato DICOM, contienen la información de los pacientes, pero para nuestro estudio se ha procedido a realizar inicialmente un proceso de *anonimación*, para preservar la privacidad de los pacientes y mantener los datos como confidenciales.

El formato DICOM es utilizado únicamente en el ámbito médico, por lo que pocos programas son capaces de tener la capacidad de abrir la imagen y procesarla. Para realizar la manipulación y el procesamiento de las imágenes se utilizó el programa Image-J.

5.1.1 Image-J

Image-J es un software utilizado para el procesamiento digital de imágenes. Este programa ha sido desarrollado por el National Institutes of Health. Este software cuenta con miles de complementos y macros que permiten al usuario la realización de todas las ideas que desee. Además, Image-J posee otra característica muy

importante, ya que posee una arquitectura abierta, que permite al usuario, la capacidad de programar y desarrollar plugins y macros.

Los usuarios tienen la capacidad de crear sus propios plugins para resolver y minimizar los problemas de procesamiento y de análisis de las imágenes, para ello se usará el editor incluido en Image-J y un compilador Java.

El programa Image-J puede editar, procesar, guardar y analizar imágenes de 8 bits, 16 bits y 32 bits. Soporta muchos tipos de formatos de imagen: TIFF, PNG, GIF, JPEG, BMP, DICOM, RAW.

El software permite trabajar con secuencias de imágenes o *stack*, esto quiere decir que todas las imágenes aparecen en una sola ventana, y permite la realización de tareas en paralelo. Ésta característica es muy importante al realizar el procesamiento digital en imágenes médicas, ya que son muchas imágenes y de esta forma hace que el estudio sea mucho más dinámico y eficaz, ya que es multiproceso. Al programa puede soportar todas las imágenes que se desee en un mismo momento, solo será limitado por la memoria disponible.

Como el software es libre permite al usuario la creación y diseño de diferentes *plugins* en este caso se realizarán *plugins* relacionados con las imágenes médicas, de manera que se permita solucionar problemas comunes de forma rápida.

El Image-J tiene la capacidad de calcular áreas y obtener características de valor del píxel que el usuario decida elegir. Además permite la distancia de ángulos y distancias. El software es compatible con las funciones de procesamiento básicas como puede ser las operaciones lógicas o aritméticas entre imágenes, realizar la convolución, un Análisis de Fourier, detección de bordes, suavizado...

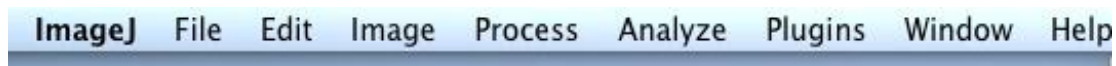


Ilustración 27: ImageJ

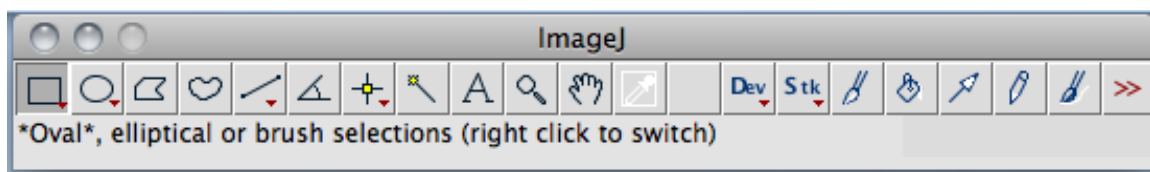


Ilustración 28: Interfaz ImageJ

La interfaz del programa Image-J es muy sencilla, esta consta únicamente de un menú con opciones. Entre los menús que forman la interfaz son los siguientes:

- *File*: en esta pestaña se incluyen todas las funciones que se pueden realizar con los ficheros, permite abrir, cerrar, guardar o imprimir.

- *Edit*: Permite la cortar, copiar y pegar imágenes, así como seleccionar tan solo la parte que interese al usuario y a partir de ella realizar las operaciones necesarias. En este apartado también se permite modificar la capacidad de la memoria, ya que en el tratamiento de imágenes médicas, se necesita la ampliación de la memoria, así como indicar en número de hilos utilizados para permitir la paralelización de los procesos.
- *Image*: en esta opción se permite modificar la imagen, modificando el brillo el contraste, el tamaño, permite trabajar con un *stack* de imágenes y recortar la zona deseada y realizar los procesos que se deseen.
- *Process*: en esta pestaña se encuentran todas las posibilidades de procesado de imagen: como puede ser la reducción de ruido, el uso de filtro, operaciones con imágenes como puede ser XOR, AND, OR... la reducción de ruido...
- *Analyze*: gracias a esta opción se permite la medida de las características de la imagen.
- *Plugins*: a partir de esta opción se permite el acceso a los plugins disponibles.
- *Window*
- *Help* : menú de ayuda

5.2 Métodos

A continuación se procede a explicar el método que se ha definido para realizar la segmentación y delineación de los tumores cerebrales.

Este método se ha realizado en forma de plugin para el programa Image -J.

El plugin desarrollado tiene como función realizar el aumento de la imagen aumentando su resolución, gracias al uso de filtros fractales, y obtener la delimitación del tumor cerebral, para ello cada vez que se use el plugin se deberá seleccionar la zona en la que se encuentre el tumor.

Las imágenes proporcionadas por el Hospital Puerta de Hierro de Majadahonda son una pila de imágenes formadas por unas 100 o 400 imágenes. Las imágenes se encuentran en formato DICOM. Al tratarse de este tipo de imágenes cada píxel posee la siguiente información el nivel de Hounsfield.

El primer paso que se debe de realizar es la ampliación de la imagen. Esta ampliación permite ampliar la razón de interés, para poder observar de forma precisa los bordes de la zona tumoral y permitir diferenciar, el tejido sano del tejido canceroso. Se desea realizar la ampliación de la imagen, sin que se produzca un píxelado que empeorará la calidad de la imagen. Para evitar que se produzca

esto, se ha decidido realizar la convolución de la imagen a la que se realiza el estudio con una imagen fractal.

Esta imagen fractal actuará como filtro, reduciendo el ruido de la imagen.

Un fractal es una figura, bidimensional o tridimensional que presenta una estructura básica y se va realizando su réplica a distintas escales, los fractales son considerados como elementos semigeométricos ya que presentan una estructura base que se repite a distintas escalas.

Se procede a utilizar fractales basados en la esponja de Menger o Cubo de Menger. Este fractal está basado en la Alfombra de Sierpinski, realmente es una versión tridimensional del mismo.

Para obtener la alfombra de Sierpinski se parte de un cuadrado y se divide en 9 cuadrados, iguales y se elimina el cuadrado central. Una vez realizado esto cada cuadrado realiza el mismo proceso anterior dividiéndose en 9 cuadrados y suprimiendo el central. Así se realiza de forma iterativa hasta que el resultado que se obtiene es una superficie repleta de agujeros de distinto tamaño.

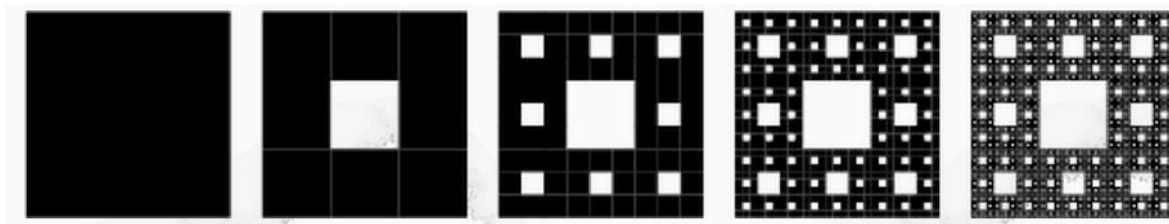


Ilustración 29: Alfombra de Sierpinski.

La Esponja de Menger se obtiene aplicando a un cubo un proceso similar al utilizado anteriormente. Al cubo inicial se procede a dividirlo en 27 cubos más pequeños e iguales y se procede a eliminar los cubos centrales. De esta manera en vez de tener 27 cubos tendremos 20 cubos a los cuales se debe de repetir el procedimiento realizado.

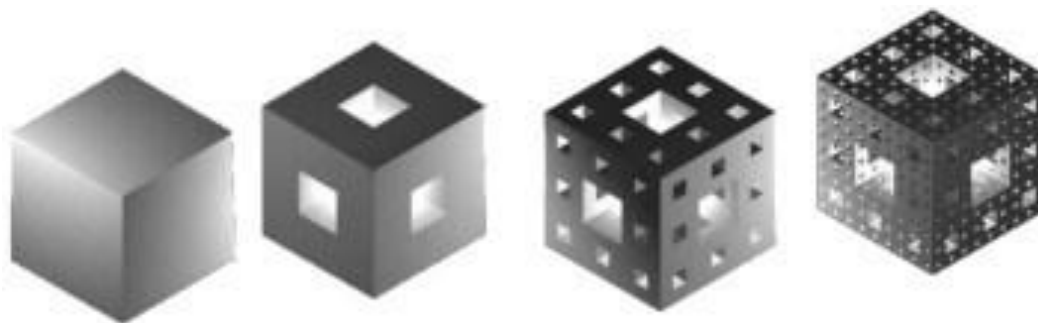


Ilustración 30: Esponja de Menger

El fractal utilizado es un fractal realizado con Image-J. El proceso realizado para su realización es el siguiente:

Inicialmente se parte de una imagen que corresponde una rampa con distintos niveles de grises y una profundidad de 8bits. Posteriormente se procede a duplicar la imagen anterior y girar la imagen 90°. Una vez obtenidas las dos imágenes se procede a realizar la operación lógica XOR. En las siguientes imágenes se puede observar el procedimiento realizado. Los fractales utilizados como filtros tienen la característica de que su histograma es plano. Esto también es posible al utilizar la operación lógica XOR, en caso de utilizar otro operador lógico, su histograma no sería plano.



Ilustración 31: Generación del Fractal

Una vez obtenido el fractal inicial, el resto de ellos se generarán girando el mismo una cantidad de grados de forma constante hasta que se rote 360°, es decir realice un círculo completo. Para ello normalmente se utilizan giros de 45° o de 90°. Cuanto menor sea el número de grados, mayor es el número de giros y por lo tanto se permite aumentar más la imagen. Siempre teniendo en cuenta que si se produce demasiado aumento en la imagen se puede perder resolución y la reconstrucción con el filtrado no sea bueno.

Al utilizar estos fractales llamados *direccionales* se reduce el ruido Gaussiano, el ruido eléctrico, si lo comparamos con otro tipo de algoritmos de aumento y procesamiento de imagen como puede ser la interpolación bicúbica y Lanczos.

Ya que la interpolación se trata del proceso de calcular valores numéricos desconocidos a partir de otros que ya son conocidos mediante el uso de algoritmos. Por lo tanto se trata de rellenar la información desconocida con datos inventados por algún algoritmo.

Si realizamos la comparación entre la interpolación y el uso de fractales, podemos decir que al redimensionar la imagen únicamente con fractales, se obtiene una imagen con mayor resolución y con menor ruido. Por lo que en la implementación del presente trabajo se ha decidido la utilización de este tipo de filtrados.

El problema que tiene al usar este tipo de filtrado es el tiempo de computo. Por lo que se utilizará los fractales con el menor tamaño posible, con el problema de que cuanto más pequeño sea el fractal, menor será el aumento de la imagen.

Una vez realizado la ampliación de la imagen se procede a aplicar la corrección Gamma a la imagen.

Para ello necesitamos dos imágenes iguales con el fractal aplicado, posteriormente se les aplicará la función Gamma pero a cada una con un determinado valor previamente prefijado.

La corrección gamma o codificación gamma se trata de una operación no lineal que se utiliza para la codificación o decodificación de la luminancia o valores en las imágenes.

La corrección gamma está definida por la siguiente Ley de Potencias:

$$V_{out} = kV$$

Ecuación 5: Ley de Potencias

Las entradas y las salidas son valores reales y positivos, k es una constante que puede tomar los siguientes valores.

- $K=1$ las entradas y salidas son iguales, no se produce corrección.
- $K<1$ gamma de codificación.
- $K>1$ gamma de decodificación.

Esta codificación es necesaria en las imágenes utilizadas por que se encarga de maximizar el ancho de banda en bits relativos, es un procedimiento de aumento de contraste. La idea es realizar un ajuste fijo del contraste.

En las imágenes procedentes de la resonancia magnética, la diferencia de contraste entre el tejido sano y el tejido tumoral es muy pequeña, por ello se aplicarán a las imágenes a cada una de ellas un valor de gamma. Estos valores de los márgenes se obtuvieron como los resultados del estudio empírico realizado.

Tras ello realiza la operación binaria: XOR, entre ambas imágenes. Se aplicará la XOR ya que permite que se resalten las diferencias entre las dos imágenes, es decir los elementos que no son comunes en las dos imágenes son los que se observarán.

La imagen resultante suele parecerse a un mapa topográfico en el que se puede observar una serie de gradientes, o que se obtiene es una serie de isolíneas, cada una de ellas delimitando los valores de la intensidad.

Tras ello se debe de pasar la imagen por un filtro de mediano que su función será la de resaltar las zonas deseadas, se trata de un filtro no lineal y se encargará de preservar los bordes y eliminar las regiones con pequeños ruidos para dar

continuidad a la imagen. Este filtro mejora la señal cuando se realiza un procesamiento digital de imágenes.

Esta técnica es utilizada para realizar el suavizado de imágenes así como la eliminación de ruido, pero siempre mantiene la información en los bordes

El ruido que debemos eliminar es el llamado ruido de sal o pimienta o impulsivo. Este ruido se caracteriza por el que valor que toma el píxel no tiene nada que ver con el valor que debe de poseer si no que posee o valores muy elevados o valores muy bajos. Cuando toma el valor máximo será ruido sal y cuando toma el valor mínimo ruido de pimienta.

El algoritmo de filtro de mediana, toma una zona de la imagen alrededor de un píxel y ordena los niveles de gris de forma creciente, y obtiene el valor que sea la mediana estadística de la muestra de valores. Una vez fijado el valor, este valor tendrá la mitad de valores de gris superiores y la mitad de valores inferiores a él.

Una vez que tenemos la imagen pasada por el filtro se debe de determinar cuál es la isolínea que realmente define el borde del tumor.

Capítulo 6

Resultados

En este capítulo se mostrarán los resultados obtenidos. Mediante todos el desarrollo expuesto anteriormente en métodos. Se realizará la comparación entre las imágenes proporcionadas por el servicio de Radiodiagnóstico del Hospital Puerta de Hierro de Majadahonda.

6.1 Sujeto N°1

A continuación se muestran los resultados obtenidos en cada caso. Este primer caso se mostrarán los pasos realizados de forma más detallada que en el resto de pacientes.

Al final del presente proyecto se adjunta un Anexo en el que se explica detalladamente cada paso que se ha llevado a cabo, así como se ha realizado cada operación realizada con el programa Image-J.

En la primera imagen que aparece a continuación se puede observar el tumor cerebral después de haber realizado la ampliación de mismo y aplicarle el fractal, mientras que en la imagen de la derecha se observa la imagen original, se puede apreciar que la imagen original está muy píxelada y la determinación de la localización del tumor en este punto sería muy poco preciso.

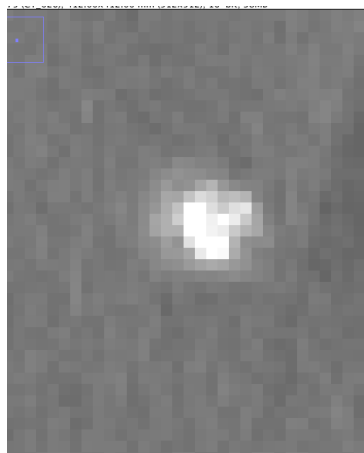


Ilustración 32: Imagen original

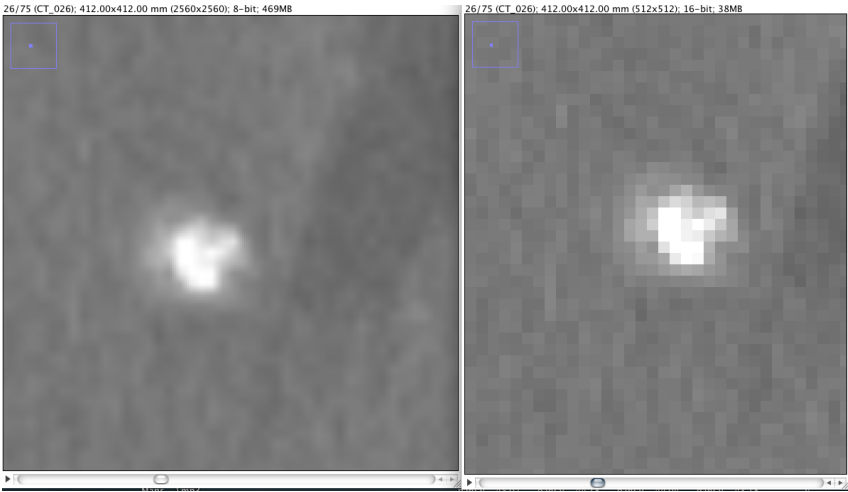


Ilustración 33: Comparación de la imagen tratada e imagen original.

A la imagen anterior se procede a aplicar la corrección gamma, quedando el siguiente resultado:

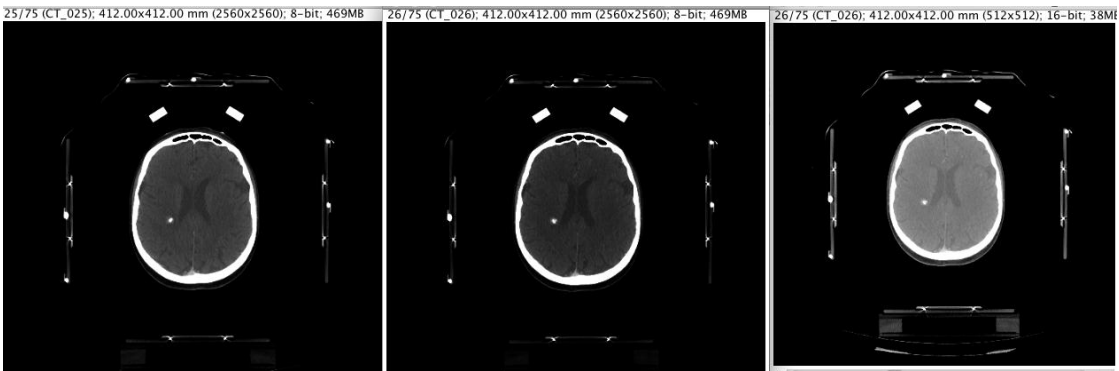


Ilustración 34: Imágenes con corrección gamma

En la primera imagen se observa aplicada la corrección gamma con un valor de 2 y en la segunda imagen se observa con un valor de 2,5, en la tercera imagen que aparece se hace la comparación con la imagen original.

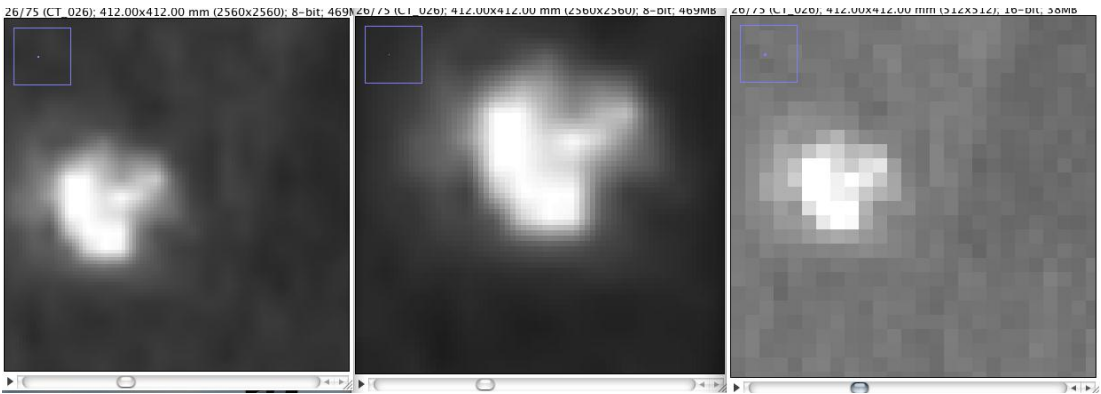


Ilustración 35: Imágenes con corrección gamma en la zona tumoral.

Se ha realizado la ampliación en las tres imágenes anteriores en la zona tumoral para observar la nitidez de las primeras imágenes respecto la última imagen, que es la imagen original.

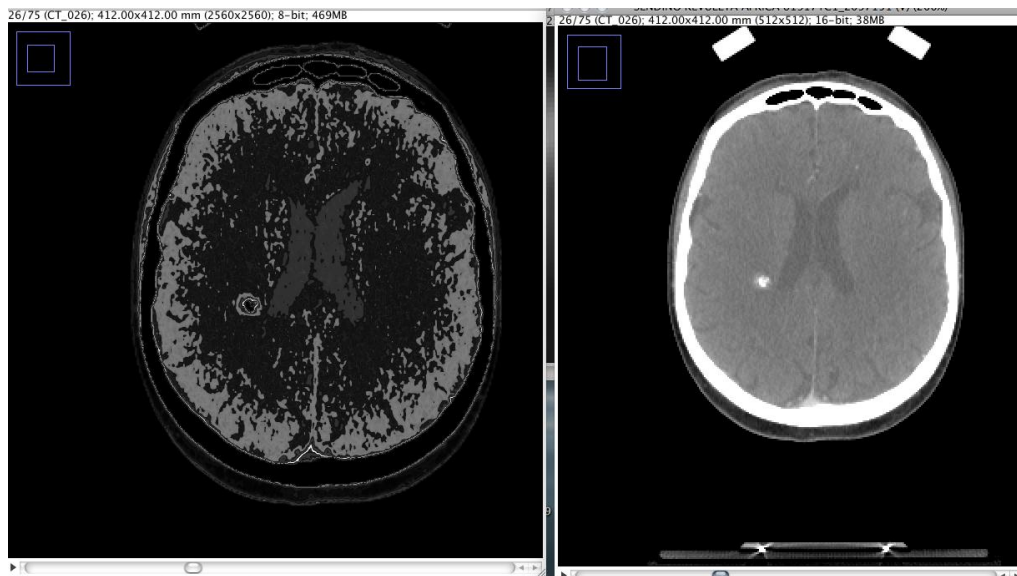


Ilustración 36: Resultado XOR de las imágenes con corrección gamma.

En la imagen anterior se muestra el resultado de realizar la operación XOR entre las dos imágenes anteriores con los valores de gamma definidos.

Se procede a la ampliación de la imagen para observar la zona donde se encuentra el tumor para que se aprecie las regiones.

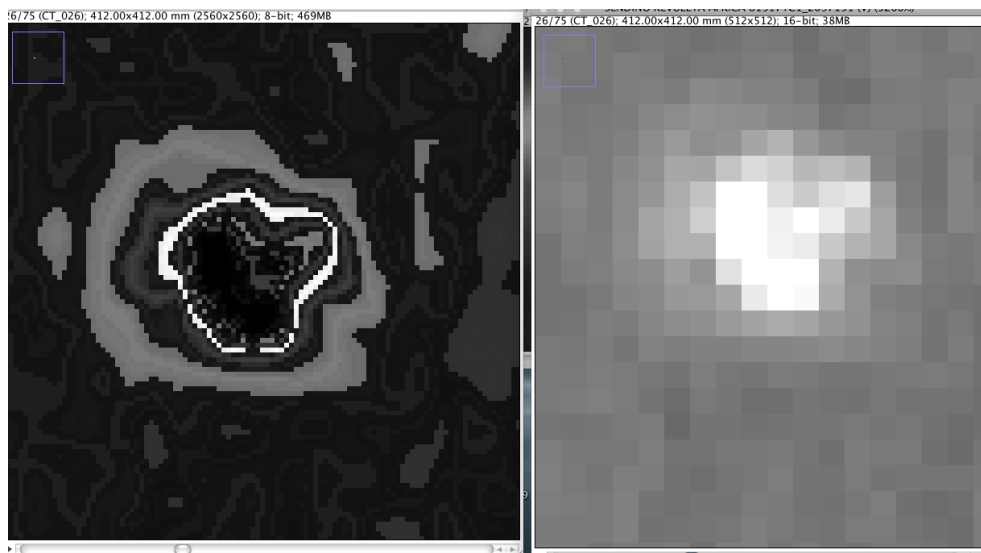


Ilustración 37: Resultado XOR de las imágenes con corrección gamma en la zona tumoral

Se puede observar cómo se han delimitado la zona tumoral en cada capa y se pueden observar los límites que delimitan la zona tumoral del tejido sano.

El proceso se ha realizado en cada una de las cortes como se puede observar a continuación.

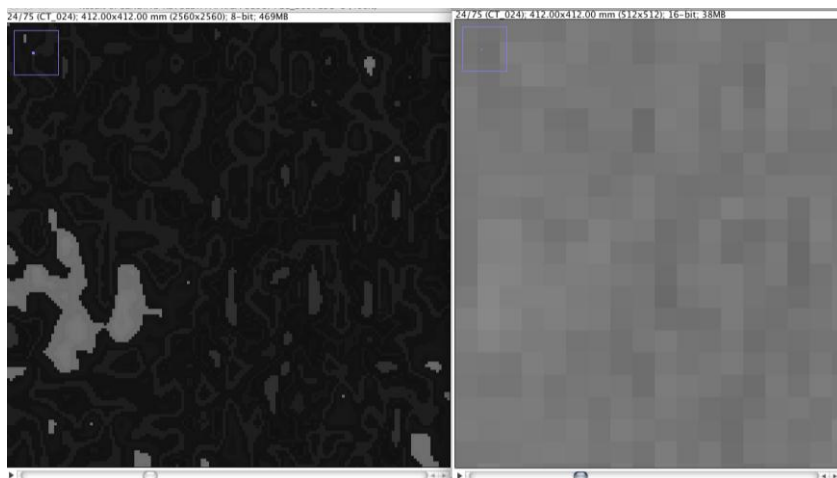


Ilustración 38: Paciente 1 Capa 1

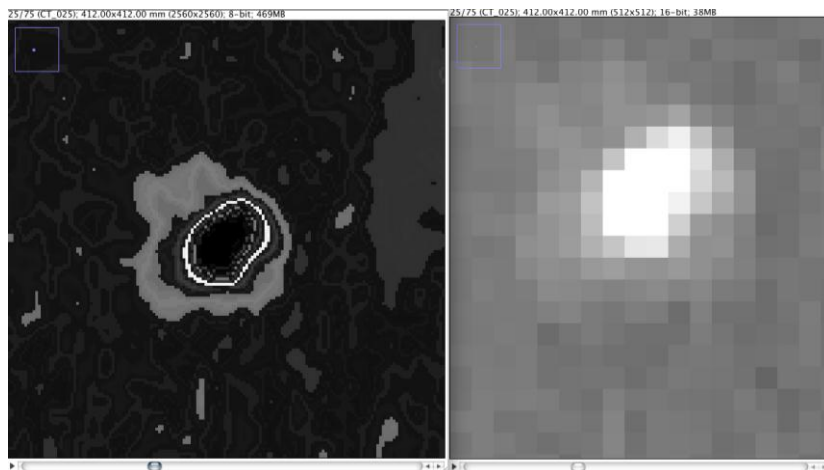


Ilustración 39: Paciente 1 Capa 2

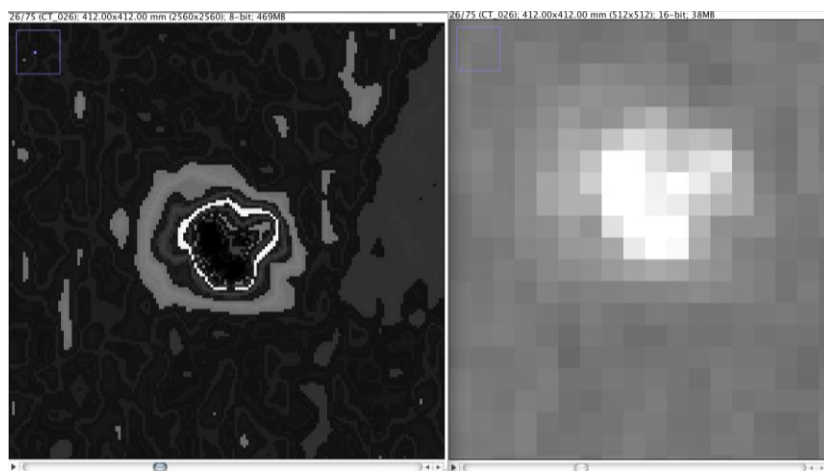


Ilustración 40 : Paciente 1 Capa 3

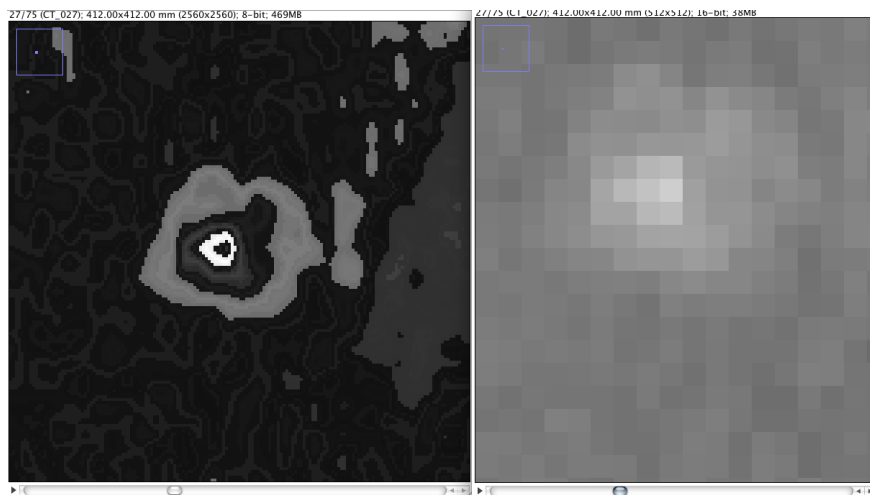


Ilustración 41 : Paciente 1 Capa 4

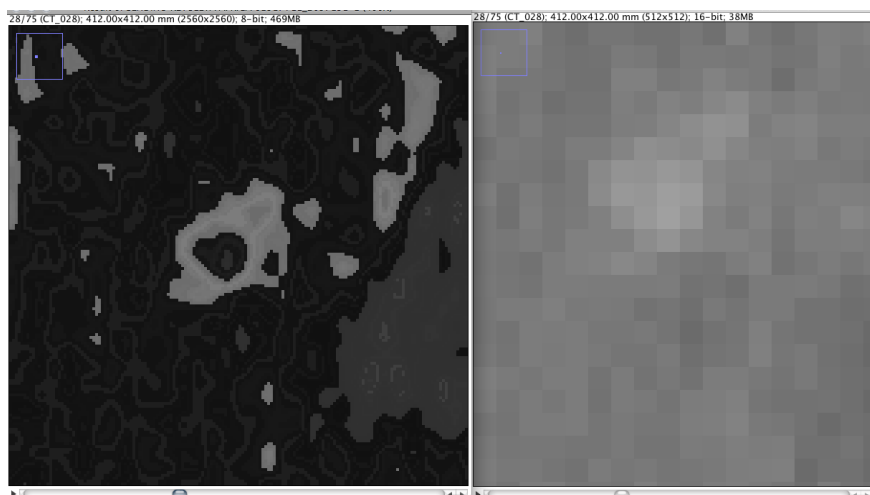


Ilustración 42: Paciente 1 Capa 5

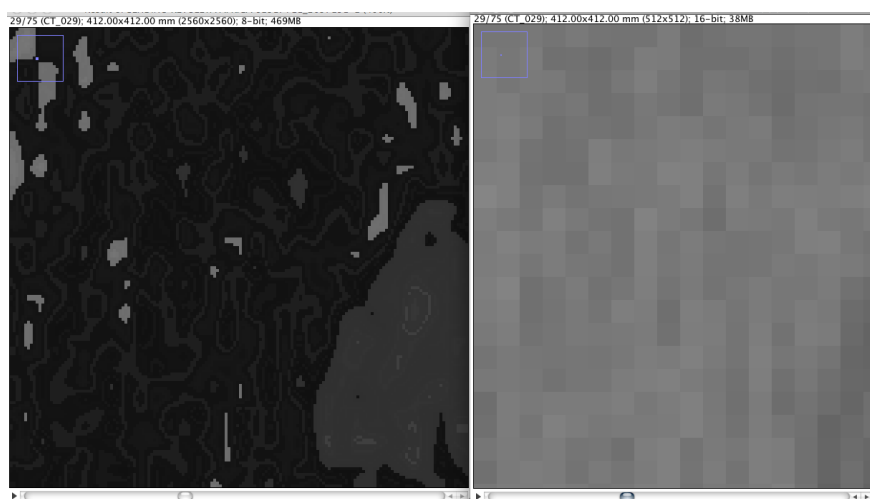


Ilustración 43 : Paciente 1 Capa 6

A continuación a la imagen con la que se está mostrando todo el proceso se le aplica el proceso de *find edges* y se aplica el filtro de mediana para eliminar el ruido sal y pimienta.

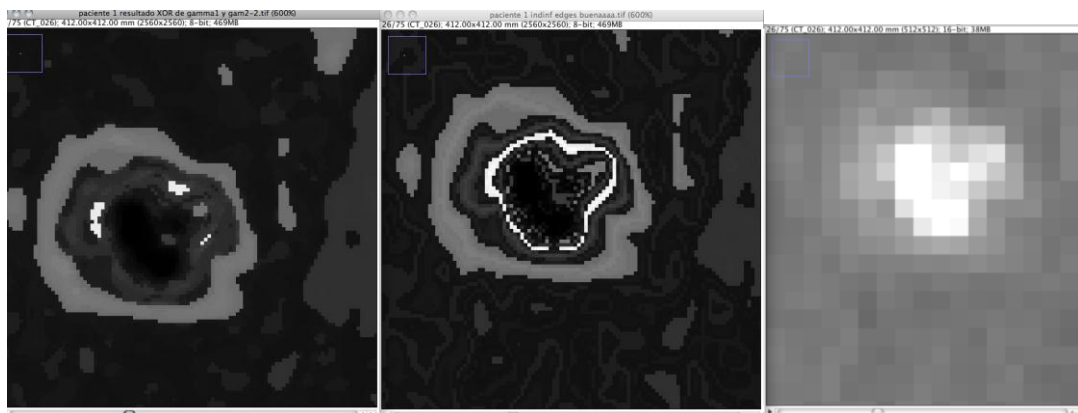


Ilustración 44 : Aplicación filtro de mediana y comparación con la imagen anterior e imagen original.

En la imagen de la izquierda superior podemos observar el filtro de mediana comparándolo con la imagen obtenida anterior, en la imagen de la derecha se observa la imagen original.

Por último se procede a modificar el umbral, para ello se ha decidido utilizar el *método de Otsu*. Se ajusta el valor umbral al valor que se toma como límite del tumor y se hallará el área del tumor en cada corte. Para posteriormente con los valores obtenidos calcular el volumen del tumor cerebral.

En las siguientes imágenes se observará la comparación entre la imagen definitiva y la imagen original.

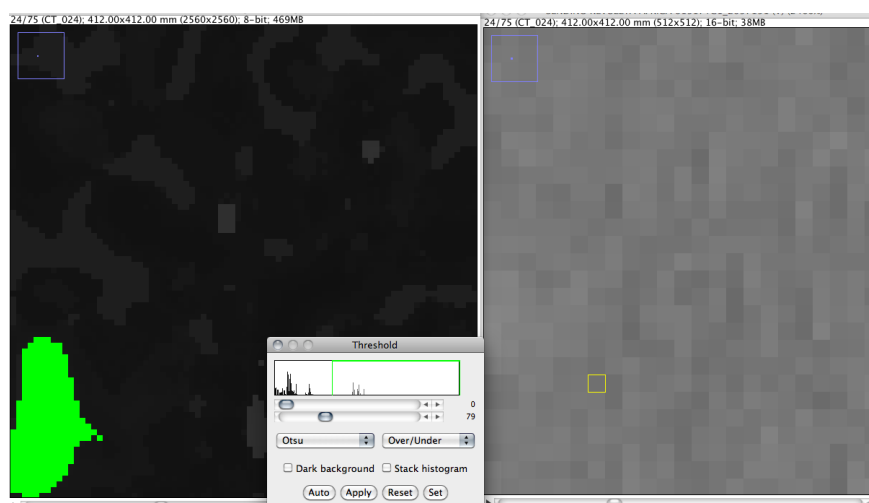


Ilustración 45: Paciente 1 Corte 1 aplicado Método Otsu.

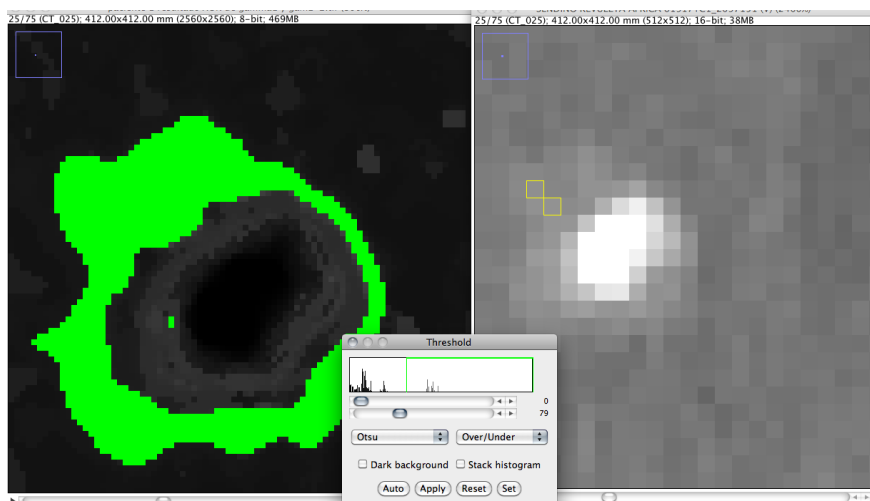


Ilustración 46: Paciente 1 Corte 2 aplicado Método Otsu.

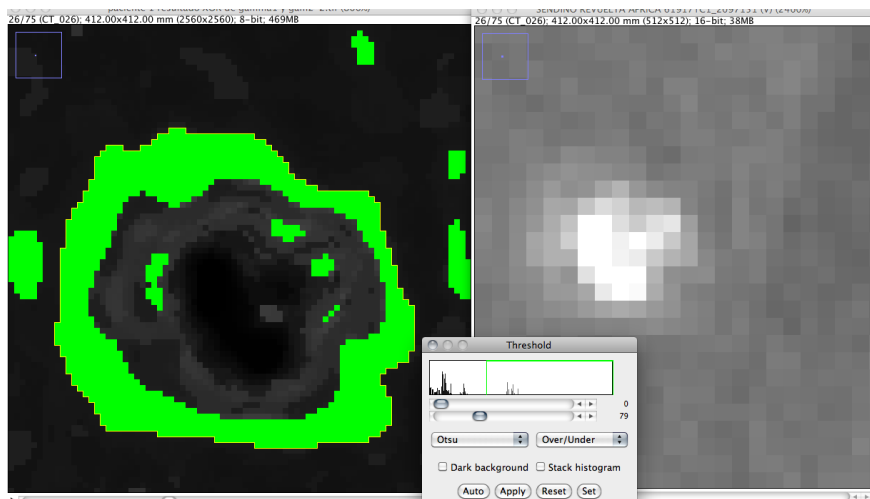


Ilustración 47: Paciente 1 Corte 3 aplicado Método Otsu.

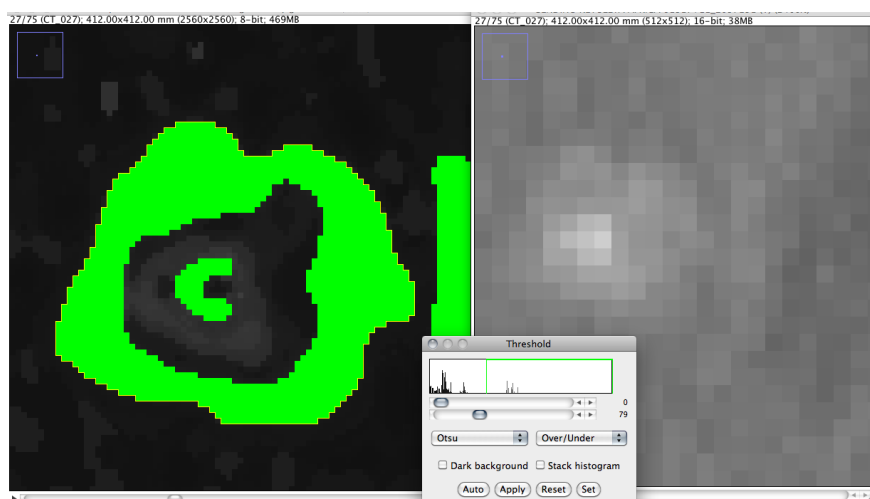


Ilustración 48 : Paciente 1 Corte 4 aplicado Método Otsu.

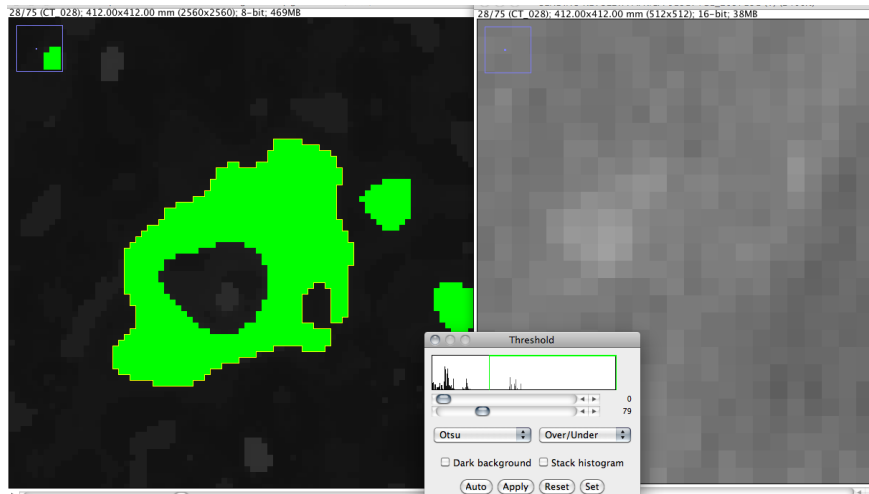


Ilustración 49: Paciente 1 Corte 5 aplicado Método Otsu.

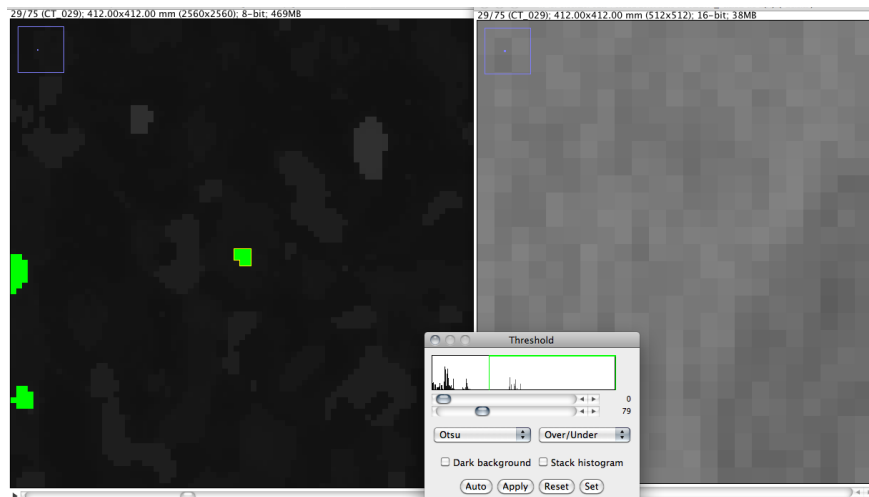


Ilustración 50: Paciente 1 Corte 6 aplicado Método Otsu.

El método Otsu que produce resultados óptimos con determinadas distribuciones del histograma, y la imagen resultante como se puede apreciar en el resto de los casos de los pacientes estudiados se observarán zonas en blanco y en negro, delimitando las zonas deseadas. En el caso anterior, en el sujeto 1 se ha optado por mostrar las imágenes en el proceso de definición de los límites del tumor, que posteriormente y tras aplicar el método Otsu, las zonas en color se convertirían en zonas blancas y el resto en negro. Se ha visto oportuno mostrar las imágenes anteriores ya que se permite ver las isolíneas que definen los distintos tonos de grises.

El programa usado (Image-J) permitía la utilización de los siguientes métodos:

- Huan
- Intermodos
- Isodata
- IJ_Isodata

- Li
- Max Entropy
- Mean
- Min Error
- Minium
- Moments
- Otsu
- Percentile
- Renyi entropy
- Shanbhag
- Triangle
- Yen

Se han realizado numerosas pruebas con los métodos anteriores, pero los resultados que se conseguían se asemejaban a las soluciones obtenidas con el método Otsu. La elección del mismo ha sido debido a que se encuentra mucha documentación del método, mientras que del resto de métodos había poca documentación.

A continuación se procede a calcular el volumen del tumor, para ello se han seleccionado las zonas tumorales y se ha procedido a obtener el área de cada una de las capas:

Results					
	Area	Mean	Min	Max	
1	69.466	73.180	0	124	
2	71.927	69.436	0	236	
3	61.696	89.778	20	244	
4	31.029	97.718	20	124	
5	0.207	109	109	109	

Ilustración 51: medidas áreas de volumen Paciente1

La distancia que se encuentra entre cada capa es de 1 mm, este dato es conocido y dado por la cabecera DICOM, por lo que para realizar el área debemos sumar el área de cada capa y multiplicarlo por la altura de 1 mm.

Por lo tanto el área que se quedará es la siguiente:

$$Volumentumor = \sum_{i=1}^n \text{áreas} * 1mm$$

Ecuación 6: Cálculo volumen tumor

En el caso del sujeto 1 sería:

$$Volumentumor \text{ Sujeto 1} = 46,8 \text{ cm}^3$$

6.2 Sujeto N°2

La reconstrucción obtenida en el caso: Sujeto 2 es el siguiente:

En las primeras capas se puede observar cómo se delinea el tumor de manera precisa, pero a medida que aumentan las imágenes del TAC cerebral, se observa el problema que posee el procesado de imágenes cerebral, ya que al ser el tejido tumoral más denso, su nivel de gris se confunde con el tejido óseo del cráneo.

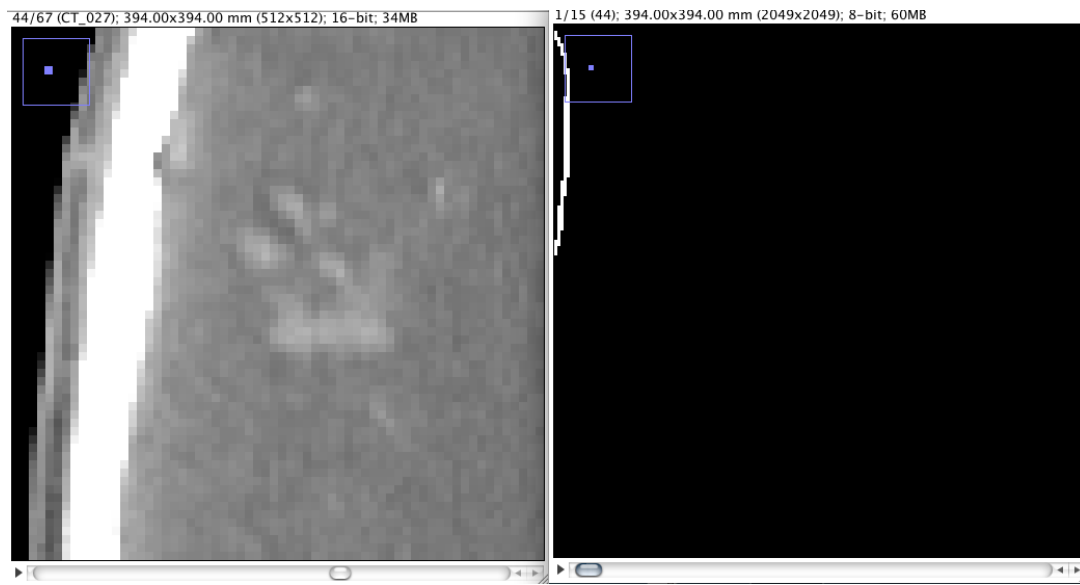


Ilustración 52: Resultado , Paciente 2 Corte 1

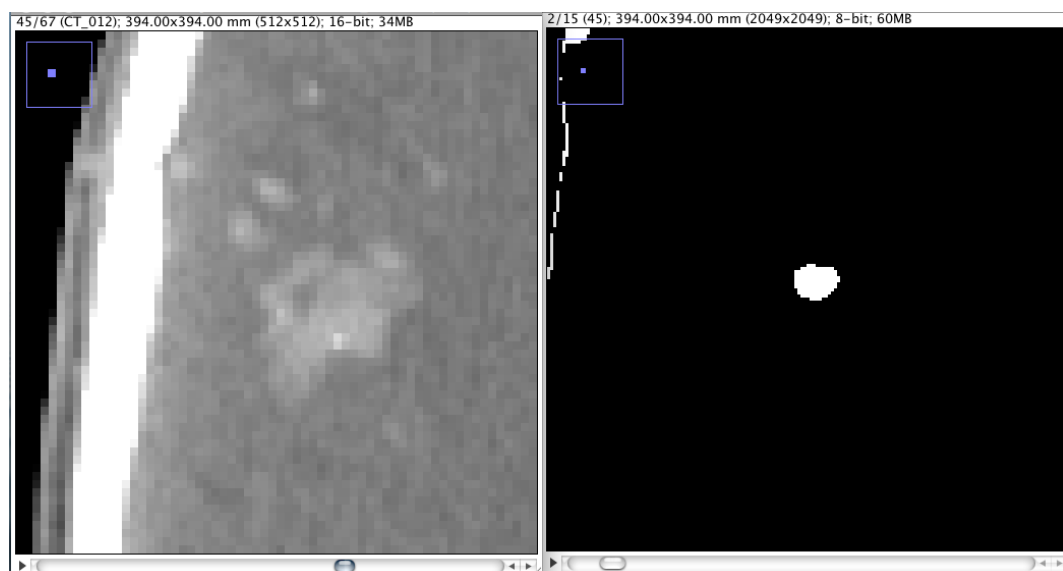


Ilustración 53: Resultado , Paciente 2 Corte 2

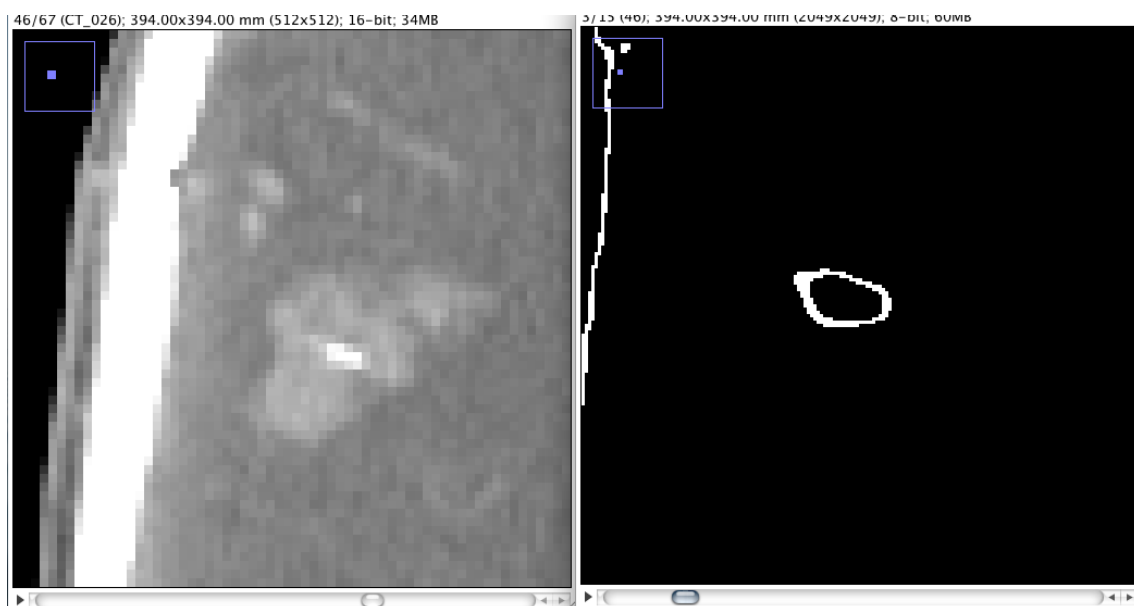


Ilustración 54: Resultado, Paciente 2 Corte 3

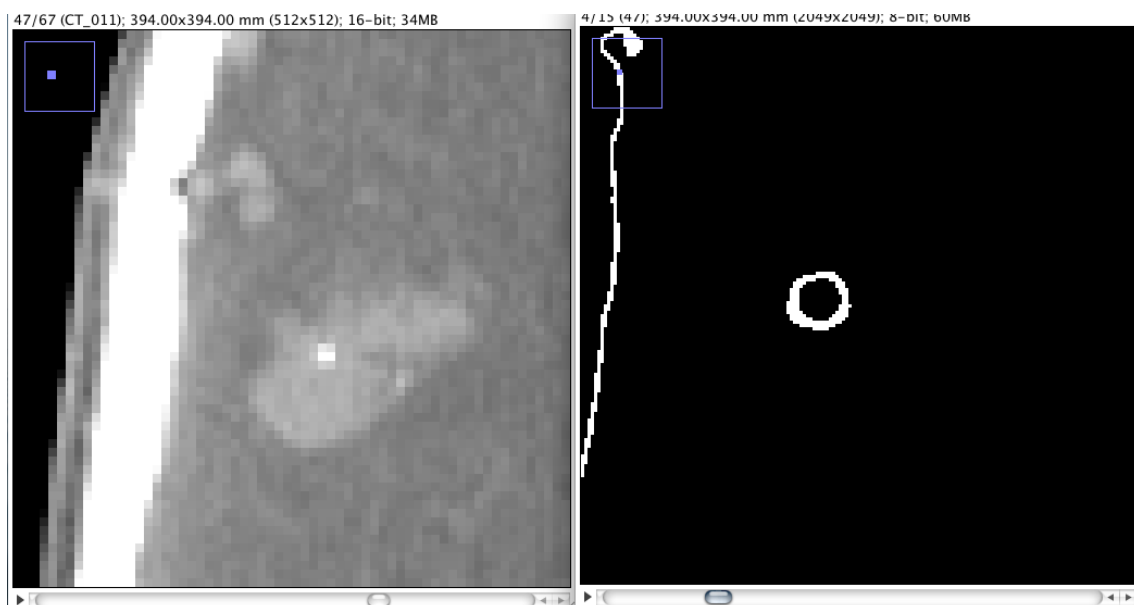


Ilustración 55: Resultado, Paciente 2 Corte 4

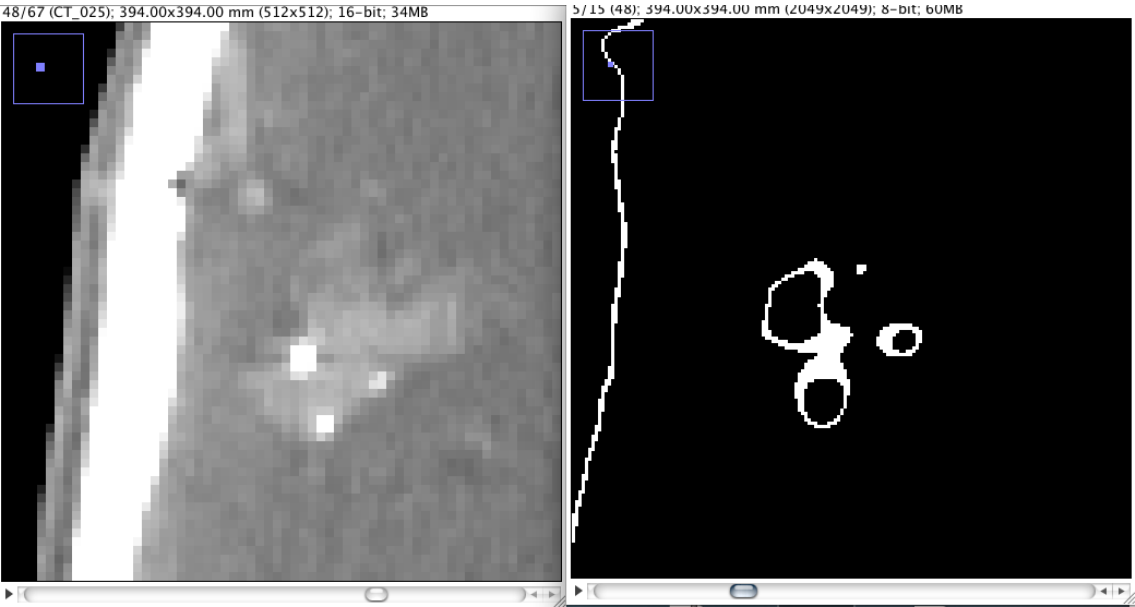


Ilustración 56: Resultado, Paciente 2 Corte 5

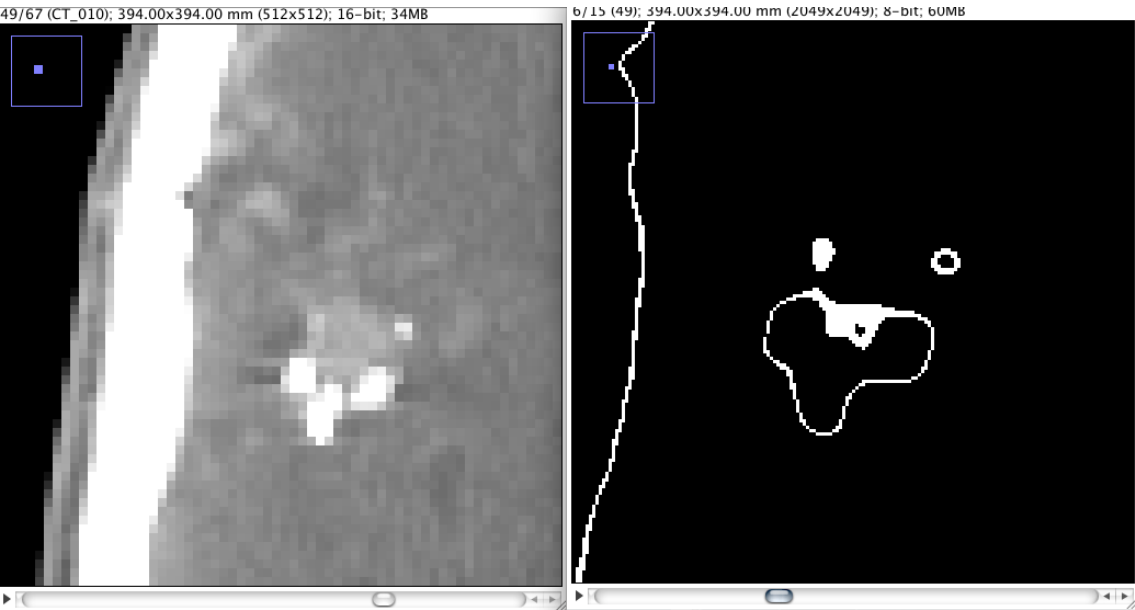


Ilustración 57: Resultado, Paciente 2 Corte 6

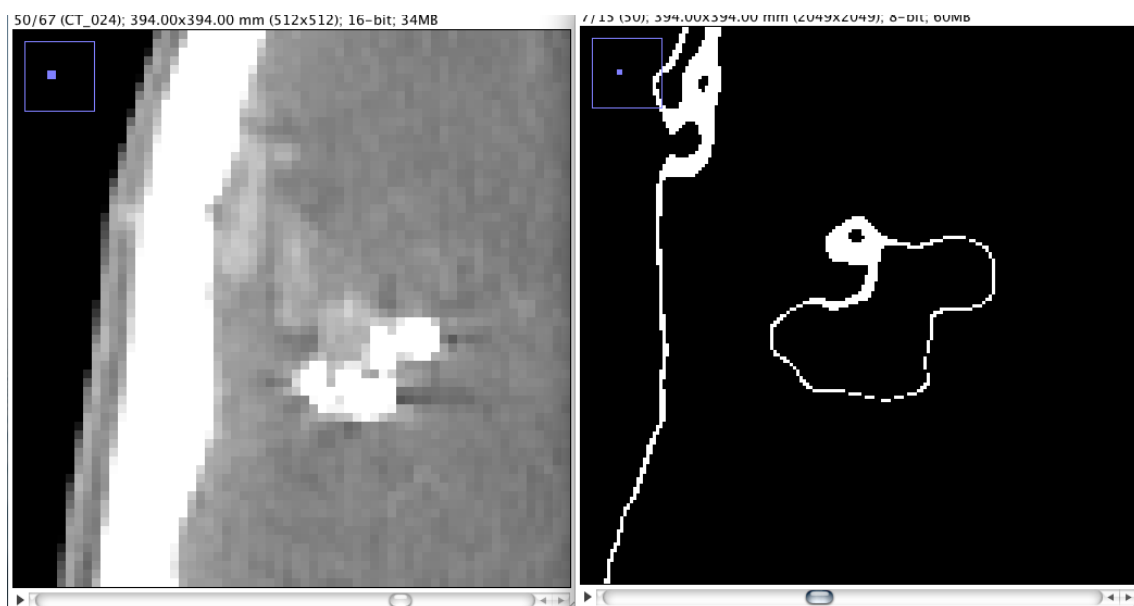


Ilustración 58: Resultado, Paciente 2 Corte 7

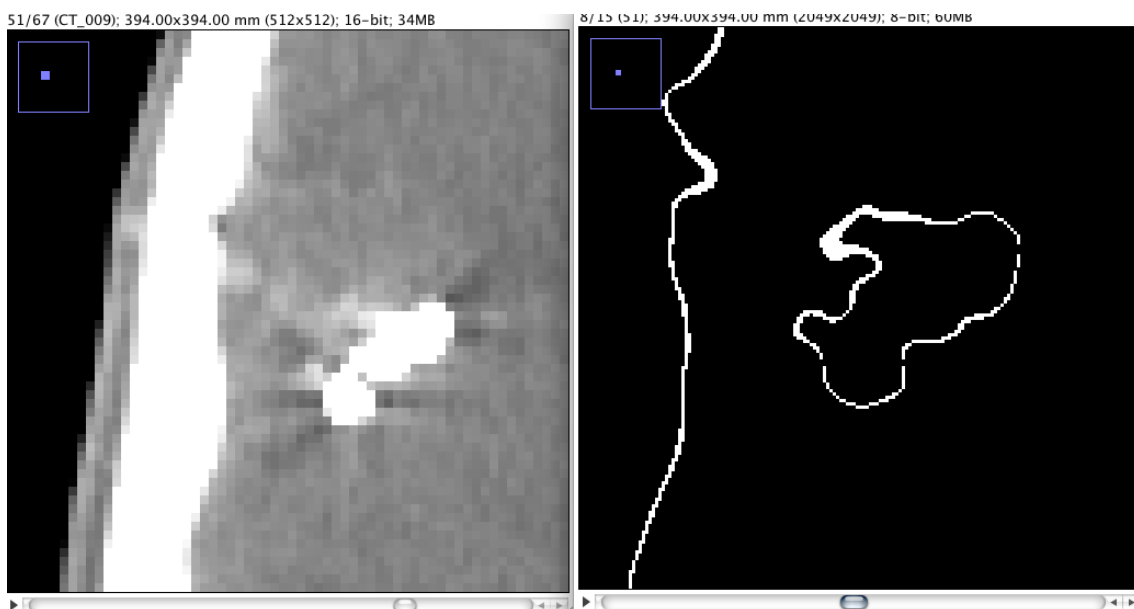


Ilustración 59: Resultado, Paciente 2 Corte 8



Ilustración 60:Resultado, Paciente 2 Corte 9



Ilustración 61:Resultado, Paciente 2 Corte 10

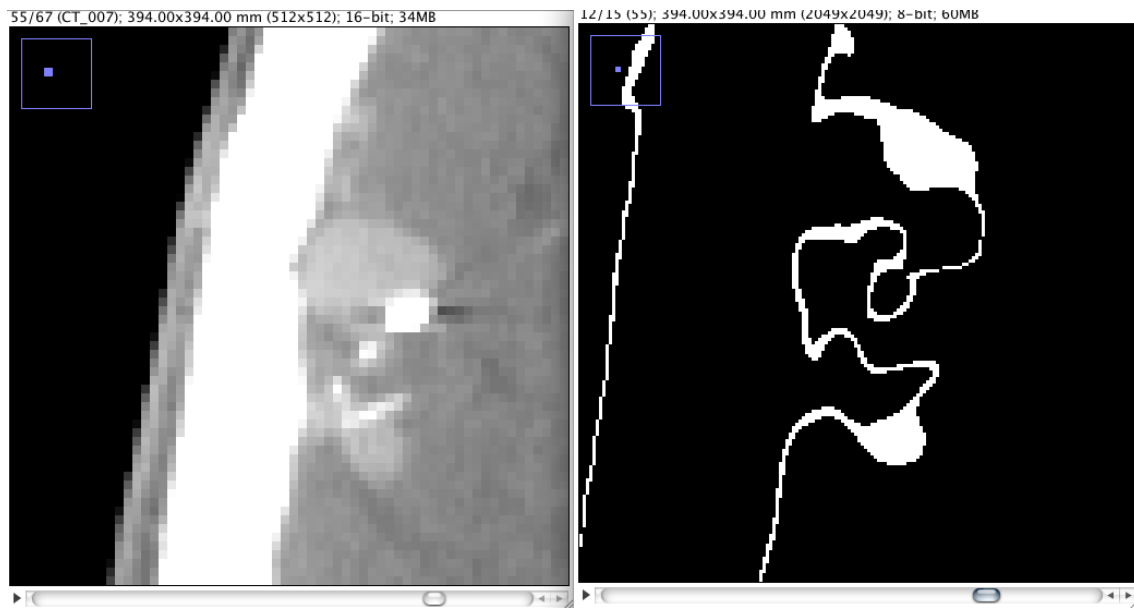


Ilustración 62:Resultado, Paciente 2 Corte 11



Ilustración 63: Resultado, Paciente 2 Corte 12

6.3 Sujeto N°3

A continuación se muestran los resultados del procesado de imagen del sujeto 3. En este caso el tumor se encuentra ubicado en el centro del cerebro, muy cerca de la zona de división del cerebro en dos hemisferios.

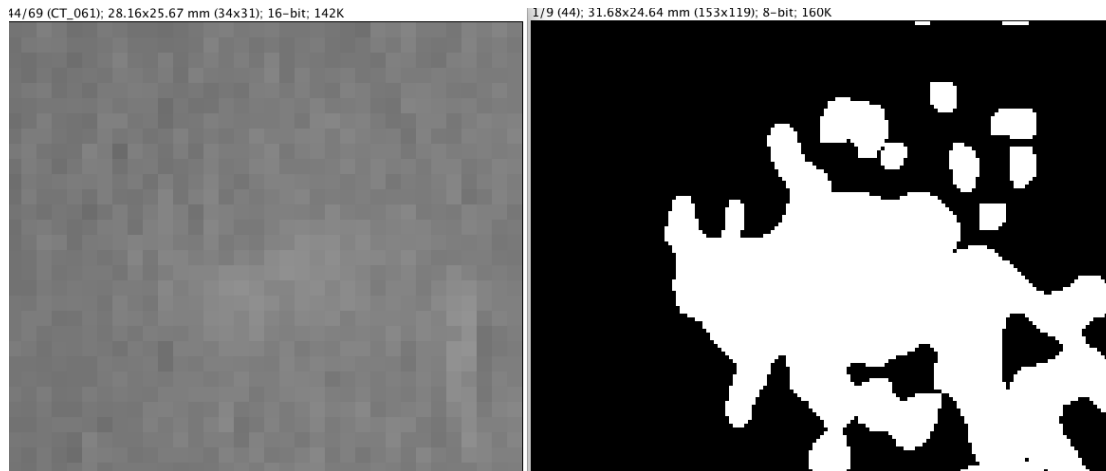


Ilustración 64: Resultado, Paciente 3 Corte 1

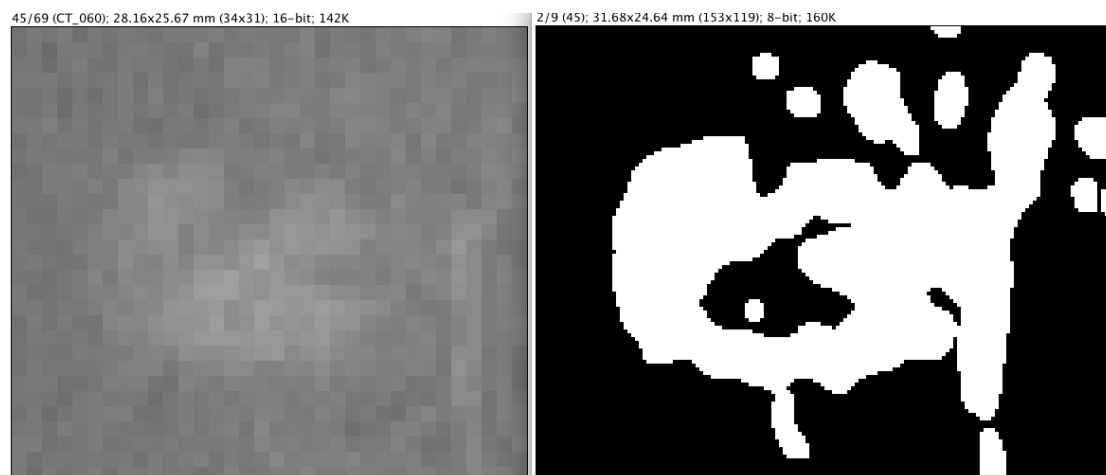


Ilustración 65: Resultado, Paciente 3 Corte 2

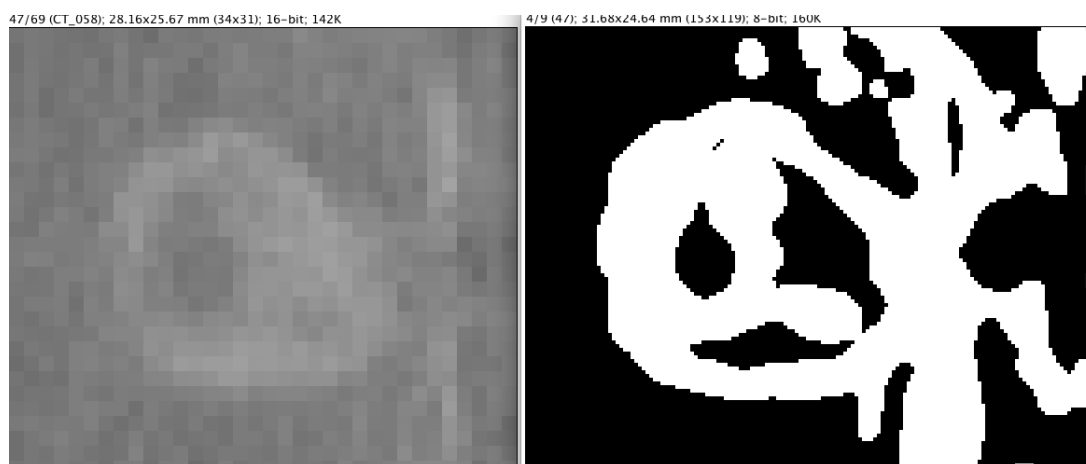


Ilustración 66: Resultado, Paciente 3 Corte 3

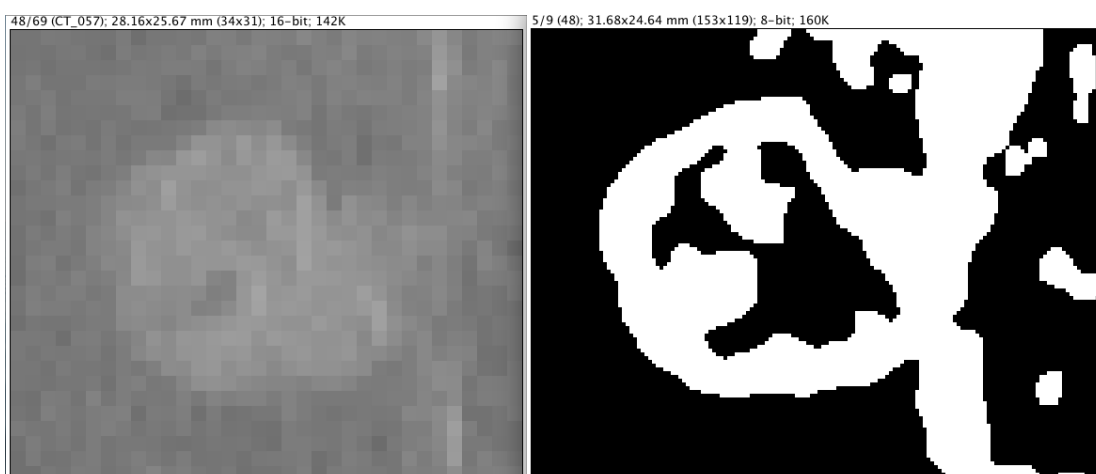


Ilustración 67: Resultado, Paciente 3 Corte 4

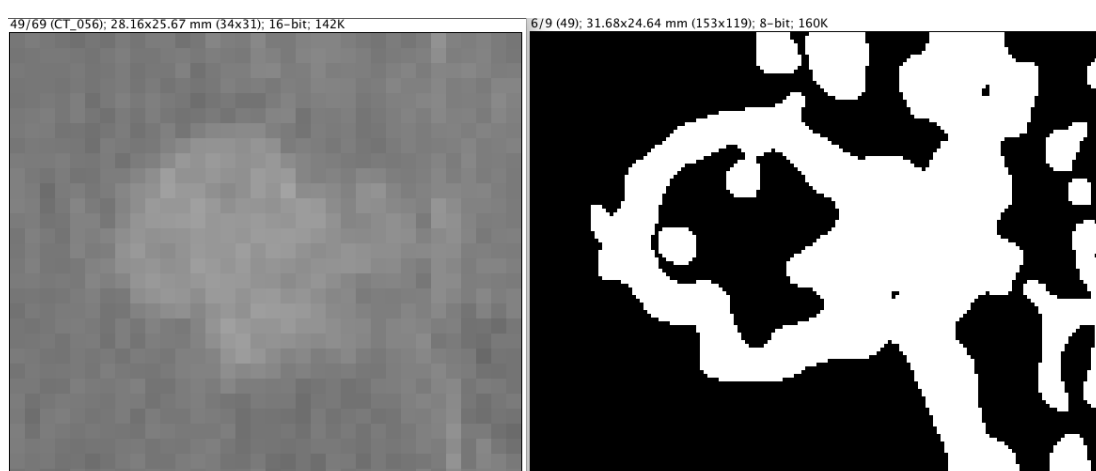


Ilustración 68: Resultado, Paciente 3 Corte 5

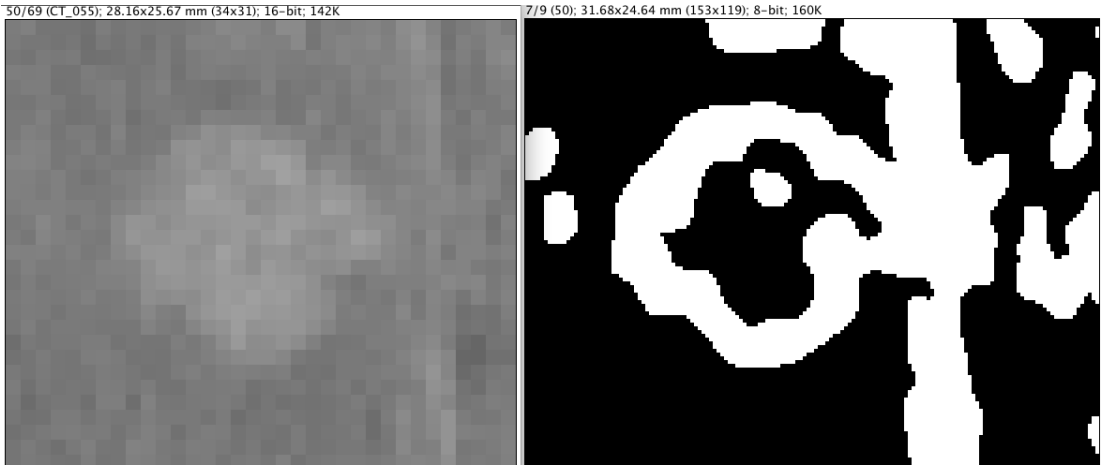


Ilustración 69: Resultado, Paciente 3 Corte 6

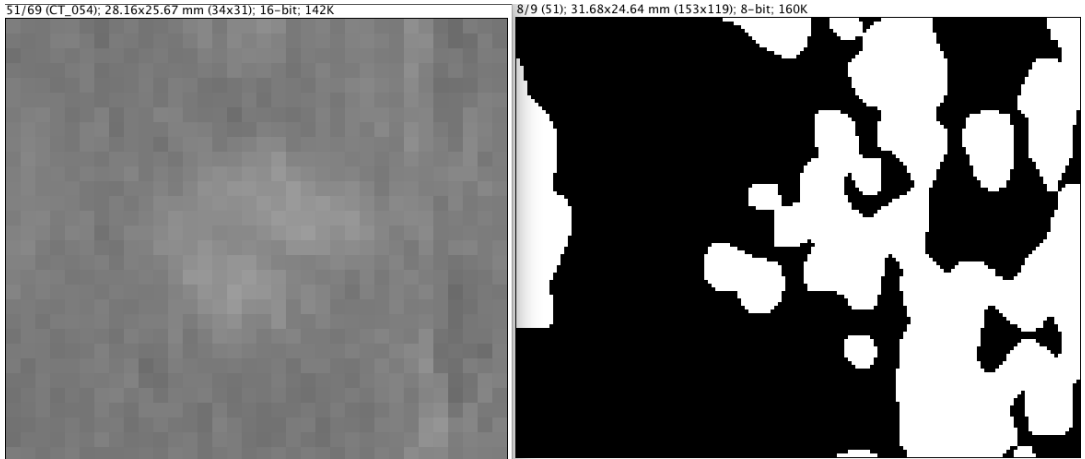


Ilustración 70: Resultado, Paciente 3 Corte 7

Capítulo 7

Conclusiones

7.1 Conclusiones

A continuación se desarrollarán las conclusiones más importantes y relevantes del proyecto, Para ello se tendrán en cuenta los resultados obtenidos y que se han mostrado anteriormente. Se comentarán las ventajas de los métodos seguidos.

En el proyecto presente se ha explicado el desarrollo de un algoritmo de segmentación a partir del uso de filtros fractales.

Anteriormente se han mostrado los resultados del algoritmo en 3 TAC, quedando demostrado que funciona de forma correcta y se ha mejorado la calidad de la imagen, y se obtiene unos resultados correctos.

Al implementar el algoritmo se ha visto que la calidad de la imagen ha mejorado sin perder información y sin modificar los datos de la imagen. Para ello ha sido necesario ampliar las imágenes ya que las regiones donde se encuentran los tumores cerebrales son muy pequeñas y es necesario ampliarla y no perder calidad de la imagen se ha hecho uso de los filtros fractales.

También se puede llegar a la conclusión al analizar los resultados obtenidos, que se permite realizar un trazado de la frontera del tumor más fidedigna, que si lo comparamos con la imagen inicial ya que al realizar el aumento hay muy poca precisión.

Por qué en general se puede llegar a la conclusión de que el algoritmo es capaz de delimitar los tumores de forma veraz y con un tiempo computacional no elevado.

Concluyendo y viendo los resultados obtenidos se puede afirmar que alcanza los objetivos marcados al inicio del trabajo.

7.2 Aportaciones propias

A continuación se detallan las aportaciones propias incluidas en el presente proyecto:

- Elección de niveles de umbralización.
- Desarrollo del proceso de utilización de operaciones lógicas para obtener imágenes que se corresponden con situaciones ideales.
- Se ha integrado diversas técnicas de procesado en un macro de ImageJ para facilitar la automatización del proceso de reconocimiento y análisis de tumores por parte de los especialistas.
- Se ha comparado diversas técnicas para decidir cuáles proporcionan resultados óptimos a nivel visual.

7.3 Líneas Futuras

El algoritmo desarrollado posee unos resultados correctos y aproximándose a la realidad. Aun así se encuentran en una fase temprana y se necesitará que en un futuro se siga investigando para que se obtengan resultados más precisos.

A continuación se enumeran algunas líneas de trabajo futuro que se permita seguir el desarrollo y mejora del algoritmo:

- Estudio de múltiples casos con los que, conocido el tratamiento y evolución de los pacientes, se pueda verificar la utilidad de la herramienta.
- Realizar la comparación de los resultados obtenidos con los datos realizados

Capítulo 8

Presupuesto del proyecto

A continuación se procede a la realización detallada del presupuesto correspondiente a la realización del proyecto. El desglose se puede apreciar a continuación

Para realizar este proyecto se necesita personal cualificado en el uso de programas informáticos y en el conocimiento del tratamiento digital. Al tratarse de un estudio en el cual la principal herramienta es Image-J, se requerirá el material adecuado y las licencias pertinentes.

Para el estudio económico se realizará el presupuesto de ejecución material y el presupuesto por contrata, a partir de los cuales se obtendrá el presupuesto total y final del proyecto.

El proyecto lo ha realizado un alumno de la Universidad de Alcalá de Henares, por lo que equivale a 12 ECTS. Según el plan de estudios Bolonia $1,5ECTS = 40h$. Por lo tanto las horas trabajadas que se reconocen son:

$$Horastotales = \frac{12ECTS \times 40h}{1,5ECTS} = 320h$$

Ecuación 7: Horas totales

8.1 Presupuesto de ejecución material

El presupuesto de ejecución material al que se denominará PEM, se elabora a través del coste de mano de obra y el coste del material.

- ✓ Coste de mano de obra: es el coste de la hora de ingeniería que realiza un ingeniero cualificado para este proyecto.

CATEGORIA	HORAS	PRECIO/HORA	TOTAL
Ingeniero	160	35€	5.600€
Programados	115	20€	2.300€
Analista	30	40€	1200€
Mecanografiado	15	15€	225€

Tabla 2: Coste mano de obra

Total coste mano de obra = 9.325€

- ✓ Coste del material: es la suma total de los costes que se muestran a continuación. Considerando que un año posee 1800 horas

- Licencia de ImageJ: este programa ha sido la herramienta básica para la obtención de los resultados del proyecto, así como el estudio de diferentes casos a aplicar. El precio ha sido de 0€.

- Paquete Office: El informe técnico se realizará con el procesador de texto WORD. Ambos están incluidos en el paquete de OFFICE que tiene un coste de 200 €.

- Equipo informático: el ordenador utilizado tiene un precio aproximado de 800 €. Suponiendo que este equipo se renueva cada 5 años se obtiene un coste de:

$$\text{Coste equipo informático} = \frac{800€}{1800 \frac{\text{horas}}{\text{año}} \times 5 \text{ años}} \times 320 \text{ horas} = 28.43€$$

Ecuación 8: Coste equipo informático.

ARTICULOS	UNIDADES	PRECIO/UNIDAD	TOTAL
CD's	3	0.5€	1.50€
Folios	300	0.01€	3.00€
Encuadernación	3	25€	75.00€
Coste equipo	1	28.43€	28.43€
Paquete Office	1	200€	200€

Tabla 3: Total coste material

Total Coste material = 307,93€

CONCEPTO	COSTE TOTAL
Coste de mano de obra	9.325 €
Coste de material	307.93 €
PEM	9.632,93 €

Tabla 4: Coste Total

El presupuesto de ejecución material son *nueve mil seiscientos treinta y dos euros con noventa y tres céntimos de euro*.

8.2 Presupuesto por contrata

En el Presupuesto de ejecución por Contrata, al que se denominará PC, se incluye el coste de ejecución material junto con los Gastos Generales, el Beneficio Industrial y los Honorarios de dirección y redacción.

- ✓ Coste Gastos Generales y Beneficio Industrial: equivale al 15 % del presupuesto de ejecución material (PEM).

$$\text{Coste} \gg \text{yBI} = 15\text{PEM} = 0,15 \times 9.632,93\text{€} = 1.444,94\text{€}$$

- ✓ Coste de Honorarios de dirección y redacción: cada uno de estos honorarios equivale al 7% del presupuesto de ejecución material (PEM).

$$\text{Coste}_{HD} = 7\text{PEM} = 0,07 \times 9.632,93\text{€} = 674,30\text{€}$$

$$\text{Coste}_{HR} = 7\text{PEM} = 0,07 \times 9.632,93\text{€} = 674,30\text{€}$$

CONCEPTO	VALOR	COSTE
PEM	1	9.632,96€
Gastos Generales y Beneficio Industrial	15% PEM	1.444,94 €
Honorarios de Redacción	7% PEM	674,30 €
Honorarios de Dirección	7% PEM	674,30 €
PC	TOTAL	12.426,50 €

Tabla 5: Presupuesto por contrata.

El presupuesto por contrata (PC) son *doce mil cuatrocientos veintiséis euros con cincuenta céntimos de euro*.

8.3 Presupuesto total

El presupuesto total, al que denominaremos PT, es el presupuesto por contrata sumado al 21% IVA.

$$\text{IVA} = 21\text{PC} = 0,21 \times 12.426,50 = 2.609,56\text{€}$$

CONCPETO	VALOR	COSTE
PC	1	12.426,50 €
IVA	21% PC	2.609,56 €
PT	TOTAL	15.036,06 €

Tabla 6: Presupuesto total.

El presupuesto final y total del proyecto realizado son *quince mil treinta y seis euros con seis céntimos de euro*.

Madrid a..... de..... de.....

Fdo.....

Ingeniero Técnico de Telecomunicación.

ANEXO

A continuación se procede a explicar el procedimiento realizado en el programa Image-J para realizar el procesamiento de la imagen.

Lo primero de todo Para realizar el procesamiento de la imagen inicialmente se deberá importar el conjunto de imágenes al programa para ello se seleccionará:

✓ *File → Import → Image Sequence...*

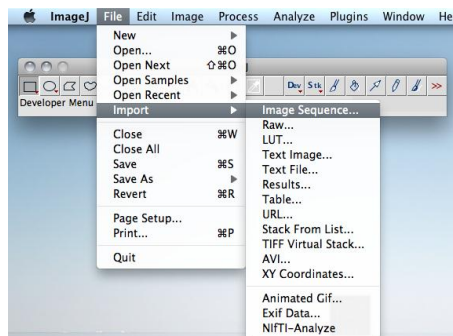


Ilustración 71: Abrir documento DICOM

Las imágenes utilizadas para la realización del presente trabajo son imágenes proporcionadas por el Hospital Universitario Puerta Hierro Majadahonda. Estas imágenes son realmente un *stack*, que puede incluir entre 100 y 500 imágenes dependiendo de paciente.

Una vez seleccionado la secuencia de imágenes del paciente que se desea tratar en el submenú: *Sequence Options* se procede a marcar las siguientes opciones:

- ✓ *Use virtual stack.*
- ✓ *Sort names numerically*

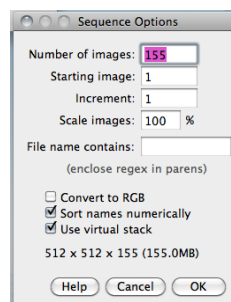


Ilustración 72: Sequence Options

Una vez abierto el *stack* de imágenes se procede al tratamiento de la imagen. Lo primero que se debe de realizar el ajustar el tamaño de la imagen a tipo 8 bits, es

decir se ha ajustado la imagen en los valores de píxeles deseado. Para ello se seguirán los siguientes pasos:

✓ *Image* → *Type* → *8 bits*

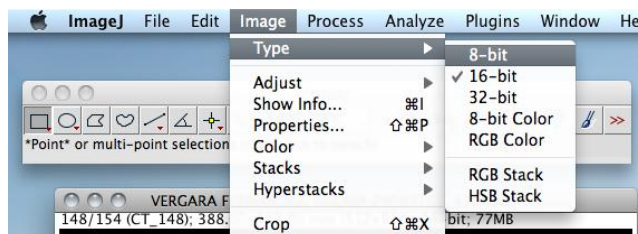


Ilustración 73: Modificar bits de la imagen.

A continuación se procede a ampliar la imagen, ya que las zonas de estudio suelen tener un pequeño tamaño y para poder observar los detalles de la imagen. Ampliamos la imagen, para ello multiplicamos el valor de *Size* por el valor que deseemos ampliar el tamaño de la imagen.

En la imagen que aparece a continuación muestra el número de píxeles que poseía la imagen inicialmente para ampliarlo únicamente debemos de multiplicar el valor que deseemos como se muestra en la imagen contigua.

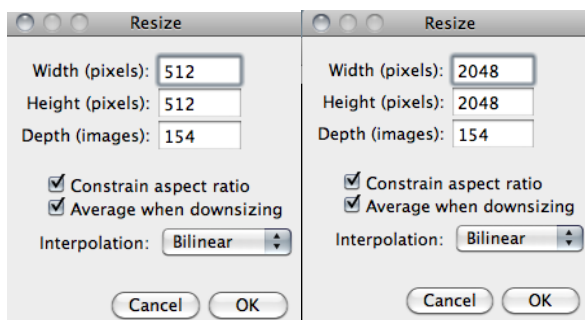


Ilustración 74: Resize

Si únicamente se realiza la ampliación de la imagen sin ningún método de interpolación, la imagen que se obtendría estaría muy píxelada, lo que provocaría que no se podría realizar una medida eficaz. Para realizar la ampliación de imágenes y conseguir buena calidad de la imagen se puede utilizar métodos muy variados. En este caso se ha elegido el proceso de convolucionar la imagen deseada con una imagen fractal. Esta imagen además podrá actuar como filtro reductor de ruido (gaussiano o multiplicativo).

Ya que en al realizar la ampliación de la imagen los píxeles que se encuentran en la misma zona parecen tener el mismo valor, pero al utilizar el filtro se consigue que se adapte cada píxel al valor real y tenga un valor distinto. Lo que produce la mejora de la resolución. Este tipo de filtro utilizado es el filtro de fractales direccionales.

Para aplicar el *Plugin* se realiza lo siguiente:

✓ *Plugins* → *TFG* → *f5*5*

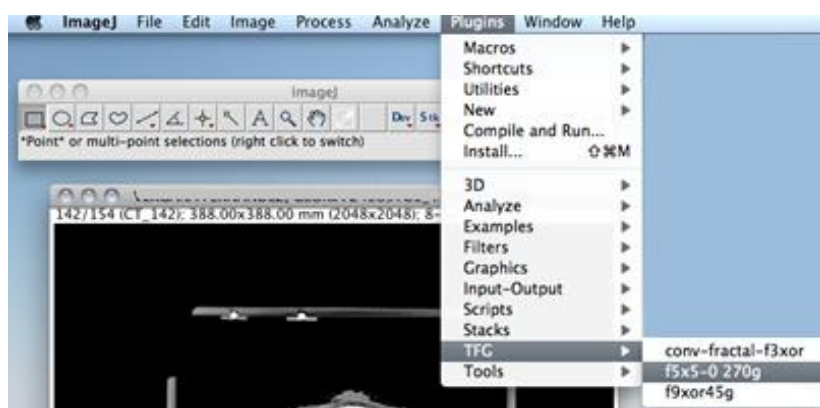


Ilustración 75: Aplicar plugin

Este *plugin* ha sido realizado por el equipo de investigación “*Radiation and Sensing Group*”.

Una vez que se ha aplicado el *plugin* podemos observar que la imagen se observa más nítida y permite observar los detalles de manera más concisa.

Una vez obtenida la imagen procedemos a realizar un duplicado de la misma, para ello se colocará el ratón sobre la imagen y se pulsará el botón izquierdo, se nos abrirá una menú en el que se deberá seleccionar *duplicate*. A continuación aparece un submenú: Al realizar la copia se le pondrá el nombre que desee el usuario y se seleccionara la opción de *duplicate stack*. Para que se realice la copia de todas las imágenes.

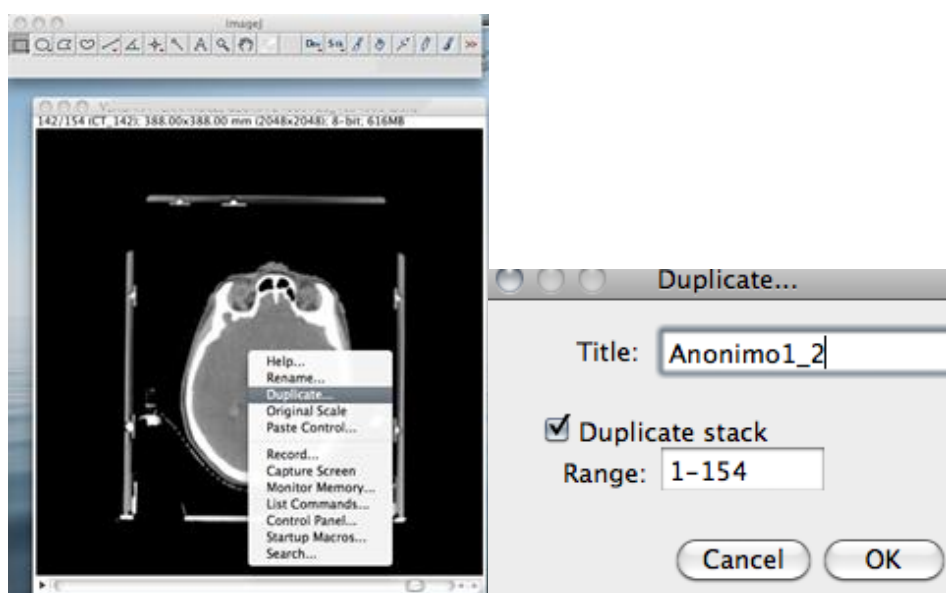


Ilustración 76: Duplicado de imágenes

A continuación se realiza el proceso de aumento de contraste para ello se le aplicará la corrección gamma. Para ello se realizan los siguientes pasos:

✓ *Process* → *Math* → *Gamma*

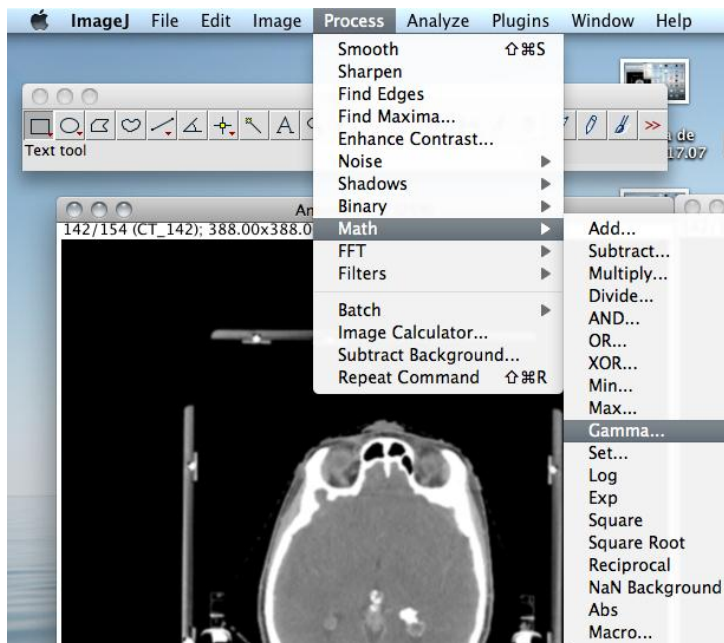


Ilustración 77: Aplicar corrección gamma

A la primera imagen se le aplicará con valor igual a 2, y a la otra imagen se procede a aplicar una gamma con valor igual a 2,5. Ya que son los márgenes donde se obtuvo los mejores resultados tras el estudio experimental realizado.

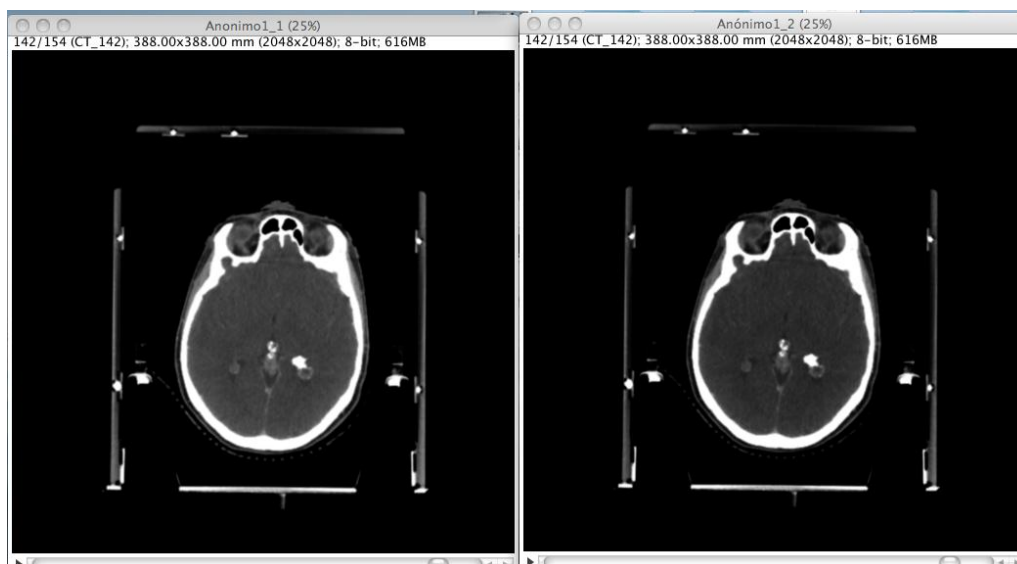


Ilustración 78: Resultado de corrección gamma

Tras ello se procede a realizar la operación lógica XOR en las imágenes anteriores. Para ello:

- ✓ *Process* → *Image Calculator...*
- ✓ En el submenú se seleccionan las imágenes que se desean operar y seleccionar la operación lógica deseada. En este caso se elige la XOR ya que permite resaltar las diferencias entre ambas imágenes.

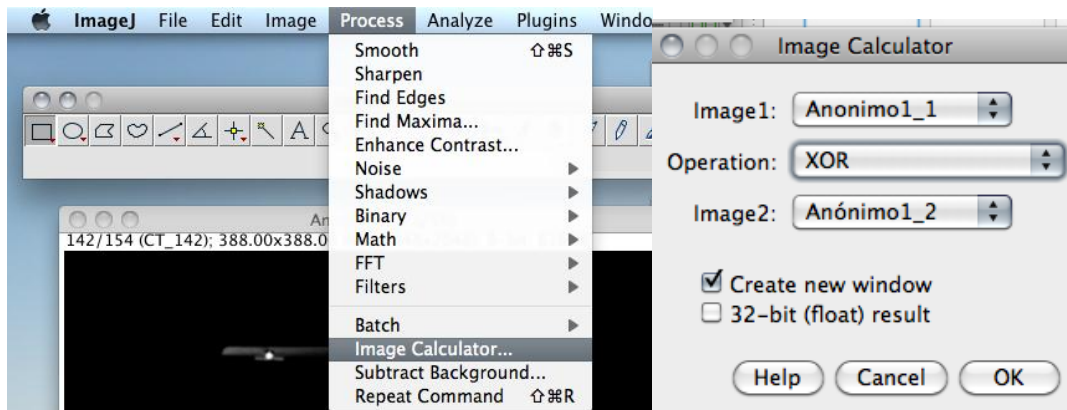


Ilustración 79: Aplicar XOR

El resultado obtenido es el siguiente:

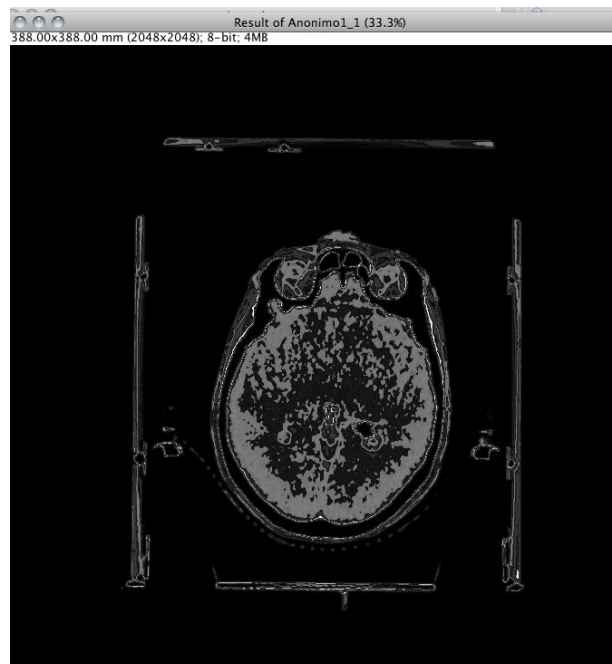


Ilustración 80: Resultado XOR

Para que de observen mejor los detalles puede realizar la inversión de colores del siguiente modo:

✓ *Edit* → *Invert*.

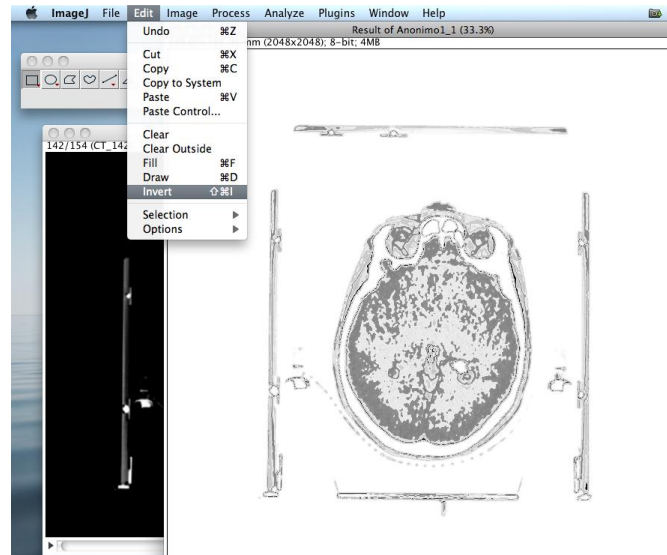


Ilustración 81: Invertir imágenes.

Una vez obtenidas las imágenes se procederá a su guardado como *Stack tiff*.

✓ *File* → *Save as* → *Stack tiff*

Para realizar la delimitación de la parte tumoral, primero ampliaremos la imagen y nos quedaremos con la parte que interese al usuario

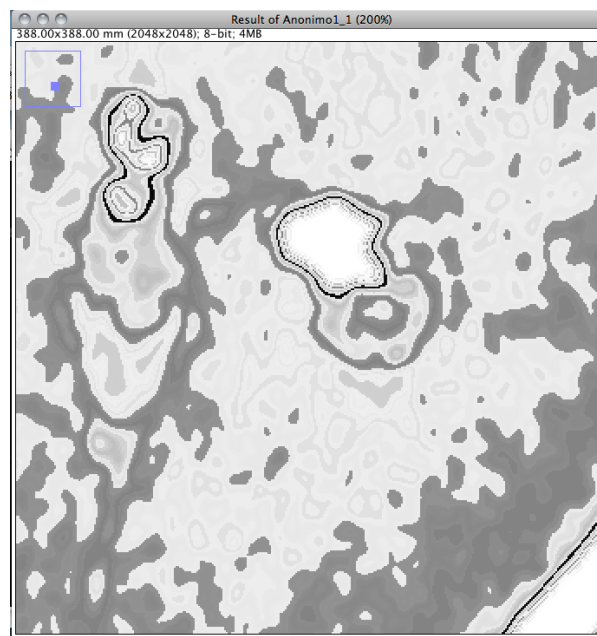


Ilustración 82: Ampliación de la zona a tratar.

Posteriormente se procede a realizar el filtro de mediana para ello:

✓ *Process* → *Filters* → *Median*

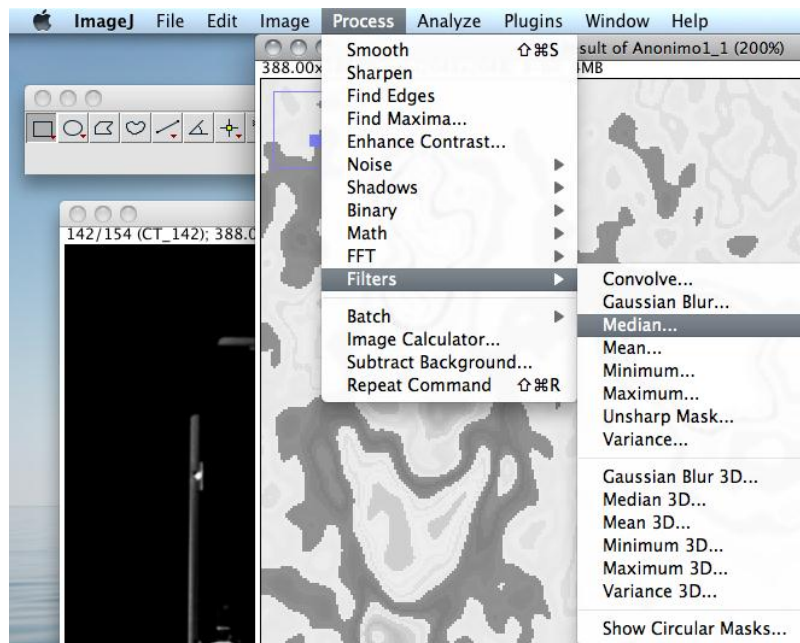


Ilustración 83: Aplicación Filtro Mediana.

En la siguiente imagen se muestra el resultado:

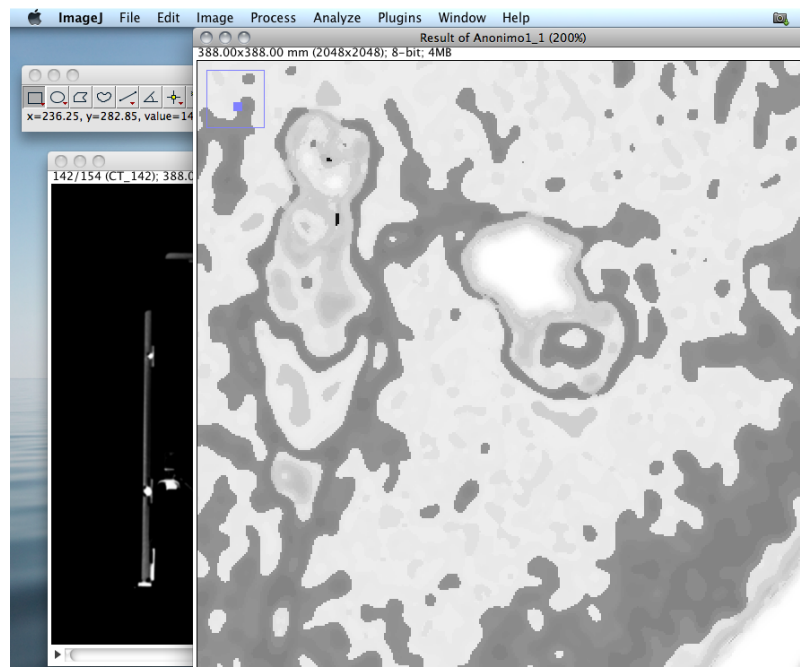


Ilustración 84: Resultado Filtro Mediana

Tras realizar estos e procede a encontrar los límites mediante *Find Edges*

✓ *Process* → *Find Edges*

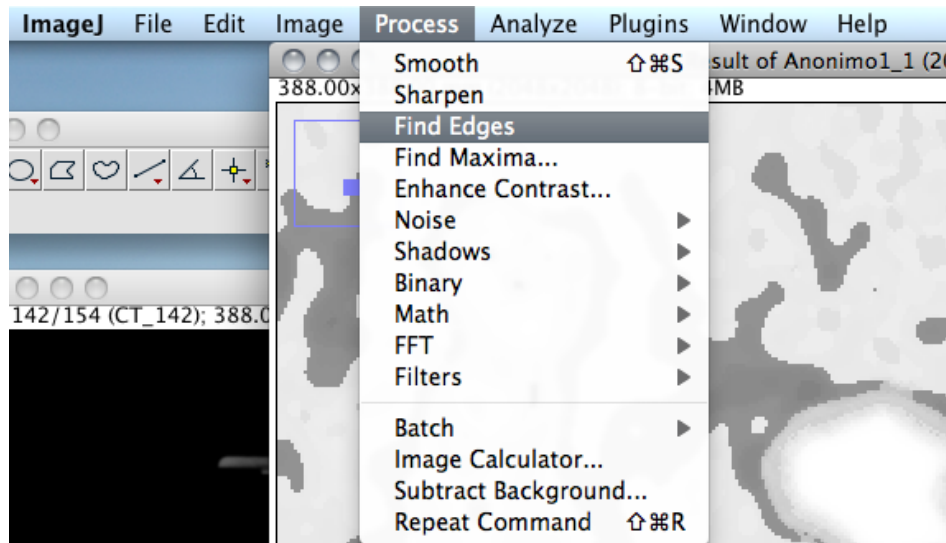


Ilustración 85: Aplicación Find Edges

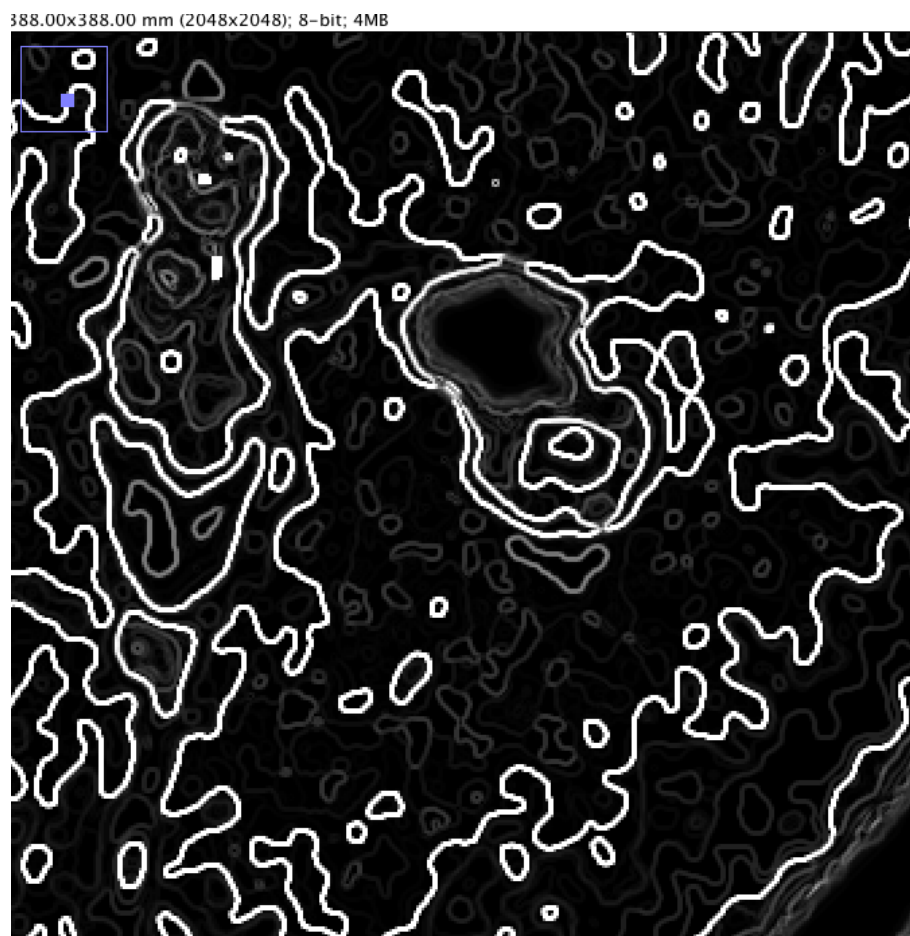


Ilustración 86: Resultado a Find Edges.

Ya por último se utilizará el método Otsu para obtener la delimitación. Para ello:

✓ *Image* → *Adjust* → *Threshold*

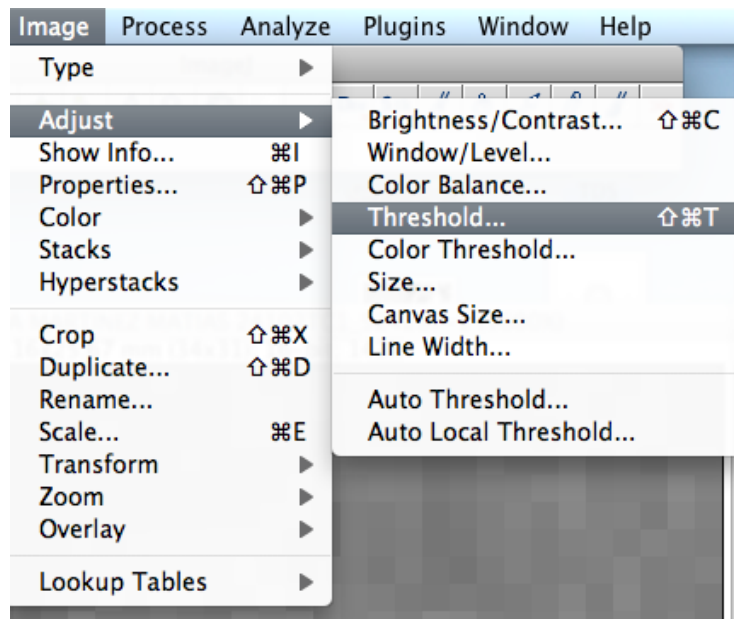


Ilustración 87: Aplicación método Otsu.



Ilustración 88: Resultado método Otsu.

Bibliografía

- 1.- Y.-J.Zhang, Image Segmentation, SciencePress, Beijing (2001) .
- 2.- X.-LGao, Z.-L.Wang, J.-W.Liu, Algorithm for image segmentation using statistical models based on intensity features, Acta Opt. Sin. 3 1 (2011).
- 3.- A.Ortiz, J.M.Gorriz, J.Ramirez, D.Salas-Gonzalez, J.M.Llamas-Elvira, Two fully-supervised methods for MR brain image segmentation using SOM- based strategies, Appl. Soft Comput. 13 (2013).
- 4.- A.Ortiz, J.M.Gorriz, J.Ramirez, D.Salas-Gonzalez ,Improving MRI segmentation with probabilistic GH SOM and multiobjective optimization, Neurocom- puting 114 (2013).
- 5.- Eudocia Quant , Dx/Rx: Brain Tumors.
- 6.- James N. Parkher, M.D. and Philip M. Parkher , Brain Tumors. A medical dictionary, bibliography and annotated Research guide to internet references.
- 7.- Mohammed Sabbih Hamoud Al-Tamimi , Ghazali Sulong , Ibrahim Lutfi Shuaib Alpha shape theory for 3D visualization and volumetric measurement of brain tumor progression using magnetic resonance images.
- 8.- Q.Mahmooda,b, A.Chodorowskia,b, M.Perssona, Automated MRI brain tissue segmentation based on mean shift and fuzzy c-means using a priori tissue probability maps.
- 9.- Nobuyuki Otsu: A threshold selection method from grey level histograms. In: IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics. New York 9.1979, S.62–66.
- 10.- Françoise Prêteux, Catalin I. Fetita, and Philippe Grenier. Modeling, segmentation, and caliber estimation of bronchi in high-resolution computerized tomography.
- 11.- J. A. M. Rojas, J. Alpuente, I. M. Rojas and S. Vignote. *Fractal-based image enhancement techniques inspired by differential interference contrast microscopy*. J. Opt. A: Pure Appl. Opt., Vol. 11, No. 6, March 2009.
- 12.- C.A. Glasbey, G.W.Horgan. *Image Analysis for the Biological Sciences*. Cap. 5. Edinburgh, Febrero 1994